

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**  
**FACULTAD DE MEDICINA**



**TESIS DOCTORAL**

**Estudio experimental de la unión ceramo-metálica**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR  
PRESENTADA POR

**Ramón Llistosella Alberti**

DIRECTOR:

**Fernando del Rio de las Heras**

**Madrid, 2015**

TP  
1984

023

Ramón Llistosella Alberti



\* 5 3 0 9 8 6 2 9 6 8 \*  
UNIVERSIDAD COMPLUTENSE

x - 53-215006-5

ESTUDIO EXPERIMENTAL DE LA UNION CERAMO-METALICA

Departamento de Prótesis Estomatológica  
Facultad de Medicina  
Universidad Complutense de Madrid  
1984



BIBLIOTECA

Colección Tesis Doctorales. Nº

23/84

© Ramón Llistosella Alberti  
Edita e imprime la Editorial de la Universidad  
Complutense de Madrid. Servicio de Reprografía  
Noviciado, 3 Madrid-8  
Madrid, 1984  
Xerox 9200 XB 480  
Depósito Legal: M-3289-1984

Existe un ejemplar original de esta Tesis Doctoral en el Archivo General Universitario, Noviciado, 3, Madrid-8, para su consulta; en él se pueden apreciar con mayor detalle los gráficos, láminas, mapas y demás partes de la misma.



AUTOR: Ramón Llistosella Albertí

TITULO: "Estudio Experimental de la unión Ceramo-Metálica"

DIRECTOR: Fernando Del Rio De Las Heras

Departamento de Patología Quirúrgica, Oral, Maxi  
lofacial y Prótesis Estomatológica.

Facultad de Medicina.

Universidad Complutense de Madrid

Año 1.981



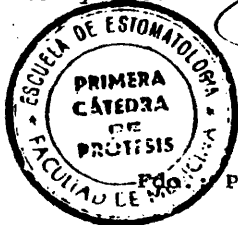
D. Fernando del Río de las Heras, Catedrático de la Primera Cátedra de Prótesis Estomatológica de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid,

**CERTIFICA:**

Que D. Ramón Llistosella Alberti ha realizado bajo mi dirección el trabajo titulado "ESTUDIO EXPERIMENTAL DE LA UNION CERAMO-METALICA", trabajo que había solicitado se le admitiera como Tesis Doctoral en ese Decanato.

Dicho trabajo se encuentra terminado y considero que reúne las condiciones precisas para que sea admitido como Tesis Doctoral en esta Universidad.

Y para que conste y surta los efectos oportunos, firmo el presente en Madrid, a tres de Junio de mil novecientos ochenta y uno.



Prof. D. Fernando del Río de las Heras





Quiero dedicar este trabajo de Tesis  
a mis padres, cuyo cariño, sacrificio y ejemplo  
han sido siempre la guía a seguir  
en el camino de mi formación.  
A vosotros todo mi agradecimiento.



Al presentar éste trabajo como tesis doctoral para la colación del grado de Doctor en Medicina y Cirugía, quisiera resaltar que no es el fruto de mi exclusivo esfuerzo, sino el resultado de múltiples colaboraciones y de algunas enseñanzas.

Así pues quiero, en este momento crucial, expresar mi gratitud a todos los que me han ayudado:

A la licenciada, Elizabeth Vindel, entrañable colaboradora y amante esposa, sin cuya ayuda no hubiera podido realizar éste objetivo.

A mi maestro, Profesor Fernando del Río de Las Heras por su enseñanza, por su paciencia y por su apoyo en los momentos de duda.

A mi querido amigo, Carlos Diethelm eminente técnico en protesis dental, sin cuya colaboración y apoyatura tecnológica, los resultados de éste trabajo no podrían haber sido los mismos.

Al Laboratorio Gibert, por su desinteresada colaboración, al permitirme utilizar sus magníficas instalaciones, y alentarme a seguir en los momentos de desánimo.

A todos mis compañeros de la primera cátedra de prótesis Estomatológica, por su inapreciable y continua colaboración.

A todos los que siempre me habeis ayudado, muchas Gracias.



I.- INTRODUCCION:

a) Bosquejo histórico

- 1) Porcelana
- 2) Aleaciones
- 3) Metal-porcelana

b) Situación actual del problema

- a) Factores estéticos (color y luz)
- b) Factor higiénico
- c) Propiedades físicas
- d) Porcelana cocida sobre metal
- I) Porcelana

II) Metal

III) Unión entre el metal y la cerámica

c) Unión química

- 1.- Difusión de oligoelementos en la aleación y oxidación de la superficie de la aleación.
- 2.- Disolución de los óxidos en el vidrio fundido.
- 3.- Reacciones en las superficies de contacto.
- 4.- Difusión de los oligoelementos en el vidrio.

d) Unión mecánica

e) Unión por compresión

f) Consideraciones de orden tecnológico, que favorecen la unión metal-cerámica

- 1.- La elección de la combinación de porcelana-aleación de oro.
- 2.- Rugosidades en la superficie de la estructura.
- 3.- El empleo del ac. fluorhídrico.
- 4.- Degasificación.
- 5.- Utilización de "Opaquers".
- 6.- Utilización de "Bonding".
- 7.- La cocción de la porcelana.

	<u>Página nº</u>
II.- MOTIVACION:	38
III.- HIPOTESIS:	41
IV.- MATERIAL Y METODO:	43
1.- Aleaciones empleadas.	
2.- Composición de las aleaciones.	
3.- Cerámica.	
A.- COLADO	
1.- Muestra de Origen.	
2.- Cilindro y Cono.	
3.- Revestimiento.	
4.- Bebederos.	
5.- Horno.	
6.- Complejo de Colado.	
7.- Cantidad de metal.	
B.- ACABADO DE LAS PIEZAS	
1.- Debastado.	
2.- Chorro de arena.	
C.- CERAMICA	
1.- Horno Empleado.	
D.- GALGAS	
E.- CALIBRADOR MICROTERMICO DE PRESION CONTINUA	
F.- FICHAS	
G.- MATERIAL ACCESORIO DE MANIPULACION	
V.- METODO SEGUIDO:	49
A.- Obtención de las piezas.	
B.- Fase de colado.	
C.- Tratamiento de las piezas.	
D.- Tratamiento térmico.	
E.- Método de cocción.	
F.- Cocción del opaquer.	

Página nº

- G.- Cocción de la dentina (bizcocho).
- H.- Cocción segunda capa dentina (segundo bizcocho)
- I.- Glaseado (Cocción de brillo).
- J.- Tiempos de exposición térmica total.
- K.- Técnica manual para el trabajo con la cerámica.
- L.- Control de la carga aplicada.
- M.- Ficha.

VI.- RESULTADOS OBTENIDOS:	56
VII.- CONCLUSIONES:	89
VIII.- ICONOGRAFIA:	92
IX. BIBLIOGRAFIA:	112





I.- INTRODUCCION.-

## A) BOSQUEJO HISTORICO:

1) Porcelana. - La incorporación de la porcelana al armamento--  
rium protésico se efectua entre los años 1774-1776 de forma más o menos efec-  
tiva, si bien es cierto que ya P. Fauchard la propuso como material restaura-  
dor en 1728. La paternidad de la idea de utilizar la porcelana para la fabri-  
cación de dientes artificiales se atribuye a Duchateau, farmacéutico francés,  
que preocupado, a causa del mal olor que exhalaba su boca, llegó a adquirir -  
la convicción de que esta fetidez la producía la descomposición de los dien--  
tes de que estaba constituida la dentadura que llevaba puesta; estos dientes  
artificiales estaban hechos de marfil, procedentes de colmillos de elefante,  
y concibió la idea de reemplazarlos por otros de porcelana, para lo que requi-  
rió la colaboración de Dubois.

Con el fin de llevar a la práctica este pensamiento se trasla-  
dó a París para visitar la fábrica de porcelana de M. Guerhard y exponer a -  
éste su idea y pretensión.

M. Guerhard halló factible la pretensión de M. Duchateau y le  
fabricaron unos dientes de porcelana a baja fusión, puesto que vitrificaban -  
de los 30 a 35 grados del pirómetro de Weydward (la porcelana normal se vitri-  
ficaba de 22 a 25 grados del pirómetro de Weydward).

Esta porcelana estaba formada con Kaolin, feldespato, cuarzo,  
barón y tántalo, en diferentes proporciones, fórmula que se divulgó rapidamen-  
te. Esta porcelana era de un color opaco, pero satisfizo las aspiraciones de  
Duchateau, y les dió el nombre de dientes incorruptibles. (1)

En vista del éxito obtenido, dirigióse Duchateau a varios den-  
tistas para concertar el precio de la montura de sus dientes incorruptibles -  
sobre un paladar de oro, siendo el dentista M. Chemant a quien en definitiva  
le encargó la construcción de esta prótesis.

Una vez terminada la obra, la satisfacción que experimentó Duchateau ante tan extraordinario resultado fue inmensa y le indujo a inclinarse por la práctica de la mecánica dental.

Al cabo de muy poco tiempo, ejecutaba ya por si mismo esta clase de dentaduras artificiales, cuyo ejercicio no abandonó jamás. En el año - 1776 presentó un nuevo procedimiento en la Real Academia de Cirujía de París, que colmó al autor de honores.

Dubois de Chemant nunca abandonó sus investigaciones con el fin de mejorar estas prótesis. Introdujo notables modificaciones en los componentes minerales de la porcelana (arena de Fontainebleau, óxido de hierro y cobalto) para elevar algo el grado de la fusión y con este pretexto y envidioso por los honores recibidos por Duchateau, solicitó patente de invención, que obtuvo del Rey Luis XVI, como consta en el tomo XVI, pág. 141 de los "Anales del Arte et Manufactures".

Los objetivos, al hacer estas mejoras aumentando el grado de fusión, eran:

- 1.- Obtener dientes minerales en todos los matices naturales.
- 2.- Poder calcular rigurosamente la contracción de cocción para lograr un perfecto ajuste de la prótesis.
- 3.- Perfeccionar los medios de fijación a las prótesis.

Pocos años después, Mr. Fonzi, dentista de Londres, fabricó - otros dientes de esmalte blando que presentaban un hermoso colorido, pero carecían de la consistencia necesaria para recibir la soldadura sin sufrir deformación, y no tuvieron aceptación.

Después de examinar estas notas anteriores, uno no puede menos

que tener la convicción de que Duchateau es el verdadero autor del diente ir-  
corruptible, por el que la Real Academia de Cirujía de París le distinguió -  
con los honores de la ciencia y de que Chemant adquirió la patente de inventa-

El alto grado de fusión que tenía la porcelana dental, era -  
causa de que se retrasara su implantación para la fabricación en serie de die-  
tes de pernos metálicos, que facilitaron por medio de la soldadura su sujec-  
ción a la placa metálica, que constituye el cuerpo de la dentadura artificial  
(2)

Hacia muy pocos años que se había hallado por primera vez el  
platino en Nueva Granada (1.735); pero como en aquella época se tardaba tiempo  
en la divulgación de las noticias estas permanecieron semidesconocidas en los  
laboratorios químicos que durante algún tiempo no pudieron servirse de las -  
propiedades de este nuevo metal; en el momento en que los especialistas vie-  
ron que era más moldeable que el oro y no fundía en los hornos comunes, las -  
artes comenzaron a darle su aplicación, y casi puede asegurarse que los den-  
tistas fueron los primeros que lo utilizaron para la confección de dientes ar-  
tificiales y para las planchas de las dentaduras.

El alto grado de fusión del Platino, muy superior al de la -  
porcelana dental, sugirió a Mr. Fonzi según manifiesta en "Report sur les de-  
ts terre metaliques", publicado en Londres el año 1.808 la idea de implantar  
pernos de este material. en los dientes de porcelana.

Como no podía menos de suceder, esta indiscutible mejora sim-  
plificó sobremanera las manipulaciones de la mecánica dental y dió nacimiento  
a una nueva industria del arte cerámico, que adquirió en poco tiempo inmenso -  
desarrollo en el nuevo mundo.

Los cambios sociales y políticos subsiguientes a la Revolu-

ción francesa, así como la influencia napoleónica, fueron causa de que muchos europeos tuvieran que emigrar de su país natal y se refugiasen en América del Norte, País naciente, hospitalario y de gran expansión científica, comercial e industrial.

Todas estas causas y razones dieron lugar a que Pleuteu, dentista francés, trasladara su residencia a los Estados Unidos, dedicándose allí al ejercicio de la profesión. Pronto se asoció con otros dentistas del País para fundar allí la primera fábrica de dientes de porcelana; aunque esta primacía se la disputara el Dr. Villers de Boston por lo que fueron dos las fábricas de dientes artificiales que simultáneamente se fundaron en aquel industrial país.

Poco después, se implantan en Filadelfia dos fábricas más, y los dentistas que las dirigen logran dar a la porcelana dental el colorido y matizaciones que la hacen semejante al esmalte desde el punto de vista estético.

Las formas de estructura anatómica que se dió a estos dientes fueron tantas, tan variadas y bien estudiadas, que corresponden con admirable exactitud a la inmensa variedad de tipos de dientes característicos de las diferentes razas de hombres que pueblan la tierra.

Con esta sombrosa perfección de la cerámica dental, el arte protésico adquirió gran desarrollo, las dentaduras alcanzaron suma belleza y sus profesionales renombre, brillantez y éxito económico.

#### TABLA CRONOLOGICA DE SU APARICION:

1.756 - Pierre Fauchard (esmalte decorativo)

1.774 - Françoise Thomas Duchateau - Primera prótesis totalmente en porcelana

- 1.776 - Françoise Thomas Duchateau - Presentación del procedimiento en la Real Academia.
- 1.809 - Giuseppe Angelo Fonzi - Fabricación de los primeros dientes de cerámica denominados "Dente Terro-Metalliques", con retención de platino.
- 1.817 - Antoni Plauto
- 1.820 - Cristophe Françoise Delabarre - Producción de grupos de dientes con encías.
- 1.820 - J.C.F. Money - Fabricó los primeros dientes con transparencia, constituidos por dos capas de color distinto o una capa de esmalte.
- 1.825 - Samuel W. Stockton - En Filadelfia producía medio millón de dientes por año.
- 1.838 - Claudius Ash - Monta la primera fábrica en Europa de dientes (inventor del diente tubo).
- 1.844 - Samuel Stockton White (SSW) - Primo de Samuel Stockton. Fabrica y presenta los primeros juegos de dientes artificiales.
- 1.851 - Jhon Allen - Presenta una patente para la fabricación de grupos de dientes con encías en un solo bloque "Continuos Funus".

Los dientes de porcelana tenían una raíz y por palatino unos crampones de platino. Para confeccionar las prótesis se estampaba una placa de platino sobre un modelo de escayola, se montaban los dientes y con puntos de soldadura se unían a la placa. Seguidamente se moldeaba con cerámica color rosa la encía y se ponía en un horno para la primera cocción. En una segunda cocción se completaba la contracción de la parte vestibular y se rellenaba la parte platina, recubriéndose los "crampones".

Este procedimiento puede considerarse como el primero en las técnicas de metal-cerámica.

La dentisteria española conoció la porcelana en la primera mitad del siglo XIX, introducida por Antonio de Rotondo y Robasco, dentista de Fernando VII, el cual obtuvo una beca para estudiar en Francia, contactando con Fonzi, el cual le inició en el arte de la cerámica.

Otra fuente de información fué la de los dientes manufacturados procedentes de Estados Unidos, que introdujeron los americanos Carlos Kothy y Guillermo Tinker.

2) Aleaciones.-- Normalmente en las restauraciones odontológicas se utilizan aleaciones a base de oro, las cuales son las que dan mayor éxito a los trabajos por su ya muy probada eficacia.

Ahora bien, es razonable suponer que las aleaciones de oro serían algún día inalcanzables por su alto costo o por una obtención no tan fácil como la de hoy día. Por ello, se han empleado numerosos sustitutos del oro en restauraciones dentales y en algunos casos se ha logrado reemplazar sus aleaciones inclusive obteniéndose cualidades superiores. Es necesario para poder prestar un servicio de salud de calidad adecuada que se siga disponiendo de oro y de sus aleaciones con fines odontológicos o que se encuentre un sustituto igualmente aceptable. (3)

Las posibilidades de desarrollar sustitutos para el oro en odontología, están lejos de haberse agotado. Numerosas nuevas aleaciones se desarrollan continuamente en el campo de la ingeniería y algunas de ellas eventualmente pueden resultar satisfactorias para los fines odontológicos.

La disponibilidad de metales como el tántalo, titanio, molibdeno, columbio, vanadio y falo, es cada vez mayor. Se puede lograr combinar estos metales como cromo, níquel, cobalto, acero inoxidable y varias aleaciones de cobre, aluminio o magnesio y obtener cualidades físicas y químicas que



satisfacen los requisitos mínimos exigibles para las diversas aplicaciones en las diferentes prácticas protésicas en el ejercicio de la odontología. Por ello, las aleaciones que deseen utilizar como sustitutos de las aleaciones de oro, deben poseer como mínimo unas ciertas características fundamentales; estas son: (4)

- a) La naturaleza química debe ser tal que no produzca efectos fisiológicos perjudiciales sobre el operador ni sobre el paciente.
- b) Deben tener unas propiedades químicas que eviten la desintegración o los cambios físicos de la restauración, en presencia de los fluidos bucales.
- c) Las dificultades técnicas para su manipulación, no deben ser tan grandes como para que impidan el uso del metal por parte del estomatólogo o del técnico del laboratorio.
- d) Las propiedades físicas de resistencia, conductibilidad, temperatura de fusión, coeficiente de expansión y otras, deben ser satisfactorias para las distintas restauraciones.
- e) Los metales, aleaciones y otros materiales que se utilicen para la confección de las correspondientes restauraciones, deben ser abundantes, económicas y de fácil obtención, sobre todo en períodos de emergencia y que pueda ser a la vez rápida dicha obtención.

Aunque este tipo de aleaciones no preciosas fueron desarrolladas por Elwood Haynes (5) un pionero de la industria automotriz a comienzos del siglo XIX, aplicándoseles el nombre de estelites, debido a sus cualidades de brillo, lustre, dureza, resistencia mecánica y resistencia a la pigmentación; recientemente en 1941 se los comenzó a utilizar industrialmente en cantidad para polos de las turbinas de los motores para aviones.

Algunos productos industriales como la Estelita de Haynes (6) se parecen mucho a la aleación dental vitallium que se ha utilizado desde alrededor de 1930 para el colado de prótesis parciales removibles. La primera

aplicación de estas aleaciones en prótesis dental, se considera fué hecha por R.W. Erdle y C. H. Prauge de Laboratorios Austenal (7) (8), despues, de que de desarrollaron una técnica adecuada para el colado y revestido para estas aleaciones de alta fusión.

Pronto aparecieron otros productos, y en 1.913 un informe que describía las propiedades de varias aleaciones de cromo-cobalto para colados - incluía dentro de ellos a los conocidos con los nombres comerciales de Vitallium, Ticonium, Viranium y Lanorium (9).

Ya en 1.549, se estima que más del 80% de las restauraciones - estomatológicas eran coladas en aleaciones no preciosas, siendo hoy en día el porcentaje mucho mayor.

Dentro de las aleaciones que pueden sustituir al oro, para el uso específico en estomatología, tenemos tres grupos principales de aleaciones de metales no nobles: 1º cromo-cobalto (10) (11) (12) (13) (14) (15). 2º cromo-níquel y 3º aceros inoxidables (16) (17).

Se han usado otras aleaciones pero generalmente no se les encuentra satisfactorias por una o más razones. Los mayores problemas han sido: La falta de resistencia a la pigmentación y decoloración; baja resistencia a - la corrosión y que provoca la metalosis.

Dentro de los tres grupos anteriores no hay que confundir a - las aleaciones de cromo-cobalto con las de acero inoxidable, que es una aleación de hierro, cromo, níquel y otros elementos en cantidades menores para hacerla inoxidable y resistente a la pigmentación (18).

3) Metal-Porcelana. - La elaboración de una restauración con - metal-porcelana no es una creación arbitraria del espíritu. Su solución, su -

plan, su construcción están determinadas según ciertas condiciones prácticas, cuyos factores son de orden bio-morfológico, mecánico y estético. La incidencia del precio de coste de estas labores, relativamente costosas, referente a su elaboración o bien a su materia prima, puede también en el plano económico influir en las diferentes técnicas y ello ha hecho cambiar el metal noble en aleaciones no nobles, que nos dan también resultados satisfactorios. (19)

Según muchos autores, la manipulación de estas combinaciones de metal-porcelana exigen unos conocimientos muy específicos y particulares un dominio absoluto de las técnicas de tratamiento del metal y una manuableidad adecuada para condensar y cocer la porcelana.

Ignorar los detalles y los refinamientos para obtención de cualquier unidad de metal-porcelana, hace que fracasen en cualquiera de los intentos que se puedan hacer.

Especialistas del siglo XIX, inspirados en Fauchard (1), empezaron a hacer pruebas de porcelanas cocidas sobre metal para darle una mayor consistencia y solidez.

Sin embargo, aparte de las experiencias de Murphy, que coció cerámica en una matriz de platino en 1.837 y la de Land (abuelo del aviador Lindberg) en el año 1.887, que actúa en el mismo sentido no hubo que esperar hasta el año 1.906-1.907, con la patente depositada por Cowrnand, para entrar en la era de las realizaciones válidas en este campo. Ya que Cowrnand, fue el primero en cocer la porcelana sobre platino rígido.

A partir de 1.907, los armazones metálicos para coronas y puentes se construyeron de una aleación de platino-iridio, sobre la cual se hacía la coción de una porcelana de alta fusión (20). Más tarde siguió el advenimiento de casquetes, ferulas, forjados y soldados o colados de platino (21). El

platino que se empleó, era como una armadura de hilos entretreídos, dando la sensación de una loncha de queso con pequeños agujeros, y esta lámina era la que recubría de porcelana, técnica ésta descrita desde 1.929 por Nespoulous - Duchauge.

Y en 1.936, aparecieron las primeras porcelanas de media fusión sobre platino laminado, pero sin la capa aisladora de M. Rivanet.

Las restauraciones estéticas y prótesis obtenidas por esos métodos fueron un fracaso, por su adaptación inadecuada, lo quebradizo de una aleación, y la unión deficiente con la porcelana (22). El platino carecía de requisitos físicos y propiedades de trabajo que se necesitan para restauraciones dentales; ya que era de fácil contaminación por su afinidad con el hidrógeno que lo hace frágil, incluso utilizado en aleación con el iridio, rodio y paladio (23) (24). Además de estas dificultades, los revestimientos de que se disponía, no compensaban la contracción del metal, ni soportaba las temperaturas elevadas de eliminación de la cera y precalentamiento del cilindro, que se requiere para lograr colados correctos.

Desde 1.950 se intensificó la investigación y pruebas clínicas de las restauraciones estéticas de porcelana. Se promueve por fabricantes e instituciones de enseñanza (25) (26) las técnicas ceramo-metálicas y laboratorios de investigación se ocupan de crear nuevas aleaciones y masas cerámicas.

Brecker, Cunningham, Duston, Hobo, Jones, Wramer, Lew, Lyon, Moskey, Mumford, Ridpe, Teteruck y Wuthithin, se encuentran entre aquellos que trabajaron en la valoración de materiales y en la estabilización y racionalización de los medios de aplicación.

Los más recientes perfeccionamientos que cada vez se van aportando a estas labores, hace que vayan conquistando los favores de los clínicos

más exigentes. Aunque para llegar a una perfección máxima quedan por hacer - grandes progresos. Sobre todo en lo referente al tratamiento y puesta a punto de las diferentes aleaciones de soporte de la porcelana.

La combinación del metal con la porcelana hace que esta tenga una mayor rigidez, dureza y una menor fragilidad. A su vez mediante la tenacidad del metal y su dureza se elimina la flexibilidad de la estructura. Esta - combinación ha constituido un inmenso progreso para las restauraciones actuales en Estomatología, cuyo fin ha sido siempre el de conseguir la mejor estética posible y aptitud para contribuir a una mejor función fisiológica.

#### B) SITUACION ACTUAL DEL PROBLEMA:

a) Factores estéticos (color y luz)..- Una de las razones principales por la que escoge la porcelana, como material restaurador, es por su cualidad estética (27) que permite imitar la estructura dentaria adyacente en su translucidez, color e intensidad.(28)

Una entonación completa es sumamente difícil, si no imposible, siendo la estructura del diente la principal responsable para su apariencia (29).

La dentina es más opaca que el esmalte, pero puede reflejar - luz. El esmalte es una capa cristalina que cubre la dentina y está compuesta de pequeños prismas o varillas cementadas por una sustancia orgánica.

Los índices de refracción de los prismas y de la sustancia cementada son diferentes. Por consiguiente, un rayo de luz es difundido por reflexión y refracción y produce un efecto de translucidez y da una sensación - de profundidad cuando el rayo disperso de luz alcanza los ojos del observador (30).

Al chocar el rayo de luz en la superficie del diente, parte -- de él es reflejado y el remanente penetra en el esmalte, para ser difundido. -- Toda luz que alcanza la dentina es absorbida o reflejada y otra vez difundida en el esmalte (31).

Si la dentina no está presente, como en el caso del borde de -- un incisivo, parte del rayo de luz puede ser absorbido en la oscuridad de la -- cavidad oral.

En consecuencia, esta zona puede aparentar más translucidez -- que las partes gingivales.

Para mejor comprender estos efectos, es necesario distinguir -- los componentes de la sensación visual que produce un efecto coloreado en un -- diente (32):

- 1) Matiz: Es aquella propiedad de la sensación, mediante la cual el observador percibe que un color es verde y otro rojo.
- 2) Iluminación: (brillante) Es la proporción de blanco y negro que tiene un -- color, que le dan un matiz más claro u oscuro.
- 3) Saturación: Es la cantidad de color base/amarillo, que lleva un tono.

Además de la reflexión y de la refracción, hay también algo -- de dispersión, que da al diente un matiz que varía de acuerdo con los diferen -- tes tipos.

La dispersión es variable en función de la longitud de onda -- de la luz. Esta es la razón por la que el aspecto de un diente natural puede -- cambiar según se le vea a la luz del sol directamente, a la luz diurna refleja da, a la luz fluorescente o de un tungsteno, etc.

Es poco menos que imposible imitar este sistema óptico a la perfección. El estomatólogo, no obstante, se aproxima a estas características estéticas lo suficiente como para que las diferencias solo sean percibidas por los ojos entrenados (33) (34).

Para obtener los colores deseados, las porcelanas dentales se pigmentan con óxidos que se incluyen en la fritada.

Los polvos se pigmentan, por lo general con tintes brillantes según el color que se quiere.

Los colores varían desde el rojo brillante, el amarillo, el castaño o el blanco puro.

Para concretar diremos, que el ojo reduce todos los colores a un conjunto de colores primarios psicológicos ( subjetivos): rojo, amarillo, azul, negro y blanco

El amarillo, color básico del diente, varía en una de las tres formas siguientes: (35)

- En el matiz, hacia un amarillo rojizo (anaranjado) o un amarillo verdoso.
- En el brillo, al reflejar mayor o menor cantidad de luz que un gris mediano.
- En saturación, hacia un amarillo más o menos intenso.

Para lograr un tinte y el matiz apropiado, estos distintos -- polvos se mezclan con la fritada. Al estomatólogo se le suministra una muestra de cada matiz, quien a su vez lo compara con el color del diente natural para seleccionar el matiz más apropiado. El ceramista dental a menudo hace ulterior res mezclas de polvos intensivos para obtener una entonación más exacta.

La obtención de la sensación de color por medio de un pigmento

es un fenómeno físico diferente al que se logra por la reflexión, refracción y dispersión óptica. (36)

El color del pigmento se determina por una absorción y una reflexión selectivas. Así por ejemplo, si se refleja luz blanca de una superficie roja, toda luz que tenga una longitud de onda diferente a la roja, es absorbida. Solo la luz roja será reflejada.

De esto se deduce que si un tinte rojo forma parte de la mezcla en una corona funda de porcelana, pero en el rayo de luz no está presente la longitud de onda del rojo, el diente aparenta tener un matiz diferente.

En la práctica, el estomatólogo conjuga el diente con la guía de colores a la luz septentrional de un cielo azul, debido a que ésta luz contiene todos los colores primarios. Si el cielo está nublado, el matiz puede aparentar ser más gris que cuando la luz del sol reflejada está presente. (37)

Si la luz se refleja desde una pared de ladrillos rojos, por ejemplo, el matiz toma un tinte rosado.

Prescindiendo de otras condiciones, es probable que el uso de la llamada "luz del día" sea lo más apropiado para conseguir el color exacto de los dientes, pero tales fuentes de luz deberán conjuntarse lo más aproximadamente posible con el espectrosolar.

De todas maneras, la elaboración de restauraciones de porcelana, en una iluminación de igual longitud de onda que la que se empleó para determinar el color original, presenta mejores las cualidades estéticas en exactitud de color.

Otro factor que es importante para las cualidades estéticas -



es el medio cementante. A veces se utiliza el cemento de silicato-fosfato en reemplazo del cemento de fosfato de zinc, como agente cementante. Este último es completamente opaco y puede alterar el matiz de la corona funda debido a la absorción de la luz y de color. El cemento de silicofosfato es menos propenso a afectar el tinte. Naturalmente es un factor influyente en las coronas de cerámica pura.

La coloración de una restauración de porcelana, en última instancia es más arte que ciencia.

Muchos de los factores involucrados son más bien psicológicos que físicos y no pueden especificarse con exactitud.

Dentro del color podemos incluir la pigmentación, ya que ella sale a relucir en el caso de la construcción de una corona anterior como restauración única, o varias coronas de un lado del arco.

La pigmentación es a veces indispensable para que no desentonen con los dientes naturales (38).

Con el conocimiento de las modificaciones y pigmentos de que se dispone, se hará la indicación exacta del color anotándose en el diagrama del diente.

En algunos casos de coronas de frente estético, nos vemos obligados a modificar los colores de la porcelana del cuerpo gingival y a recurrir a la pigmentación superficial con el fin de obtener un mejor resultado estético en comparación con los dientes naturales (39) (40).

b) Factor Higiénico.— En la porcelana encontramos unas cualidades inexistentes en otros materiales, ya que al no ser un material higroscópico no absorbe sustancias orgánicas, que alterarían el color y favorecerían

la formación de placa bacteriana.

En las estructuras bucales y en los casos de rehabilitación - protética, la placa bacteriana es nuestro peor enemigo. La placa bacteriana - es un depósito amorfo blando. Gránulos que se acumulan sobre la superficie de las restauraciones y cálculos dentarios. Se adhiere firmemente a la superfi-- cie subyacente, de la cual se desprende sólo mediante la limpieza mecánica. - Los enjuagatorios o chorros de agua, no lo quitarán del todo.

En pequeñas cantidades la placa no es visible salvo que se ti-- ña con pigmentos de la cavidad bucal o por soluciones reveladoras (41)

A medida que se acumula, se convierte en una masa globular vi-- sible con pequeñas superficies nodulares, cuyo color varía del gris y gris - amarillento al amarillo.

La placa aparece en sectores supragingivales; en su mayor par-- te sobre el tercio gingival de los dientes (42) y subgingivalmente (43) por - predilección de grietas, defectos y rugosidades (44) (45) y márgenes desbor-- dantes de restauraciones dentarias.

Se forma en iguales proporciones en el maxilar superior y en - el maxilar inferior; más en los dientes posteriores que en los anteriores; más en las superficies proximales (46), en menor cantidad en vestibular y en menor aún en la superficie lingual (47) (48) (49).

La placa en el sector supragingival (50) es de color claro re-- lativamente blando y quebradizo y encierra más restos alimenticios.

Por el contrario, el subgingival (51) (52) es más oscuro, ne-- gruzco, marrón o verdoso. Su consistencia es más dura que el supragingival y -

según la naturaleza de la superficie cementaria, se desprende más o menos fácilmente en escamas.

Sin embargo, la placa puede depositarse en cualquier sector cuando la función masticadora está disminuida (extasis salivar y carencia de auto-limpieza), comprendidas las caras oclusales si no existe antagonistas y sobre piezas protésicas fijas o móviles.

Las anfractuosidades creadas por malposiciones dentarias, favorecen el depósito de tártaro, así como las rugosidades y depresiones de la superficie del esmalte.

La placa subgingival puede precipitarse en todos los puntos de la cavidad bucal donde se han formado bolsas gingivales y ésta se adhiere más o menos fuertemente al cemento.

La placa esencialmente está compuesta de fosfatos de calcio (65%), carbonatos de calcio (10%), diversas sales (2%), materias orgánicas (1) y agua (2%). (53) (54) (55).

El efecto patógeno de la placa es doble: por su acción mecánica provoca y mantiene ulceraciones. Por el hecho de contener micro-organismo (56) constituye una fuente de infección permanente para los tejidos mucosos con los que se encuentra en contacto.

Por lo tanto es aconsejable el uso del metal-cerámica en las restauraciones protésicas, ya que como se afirma no favorece la formación de placa bacteriana.

c) Propiedades físicas..- La propiedad mecánica de la restauración de porcelana más importante desde la perspectiva protésica, es la de

resistencia a la compresión.

La resistencia compresiva de los cuerpos cerámicos es superior a las resistencias traccional y tangencial.

La resistencia traccional es baja, debido a los inevitables defectos de su superficie.

La tangencial, también lo es debido a la falta de ductilidad o capacidad de deslizamiento, causado por la estructura compleja de los vidrios cerámicos (57).

Habitualmente la resistencia de una porcelana dental se mide -- por pruebas de flexión transversal, que indican la resistencia o módulo de ruptura.

La resistencia de la porcelana depende en gran parte de su composición y su estructura interna. La presencia de burbujas y de vacíos afecta enormemente su resistencia (58). Por lo que el método de condensación es importante y la temperatura de cocción también ya que permite la liquefacción de -- los componentes y su mezcla homogénea.

A menos que la vitrificación sea completa, la estructura es -- débil. Así mismo, si la cerámica se sobrecuece, su resistencia disminuye, ya que entonces más nucleación se disuelve en el fundente y en el enrejado pseudo-cristalino disminuye. Sin embargo, este efecto es más deletéreo para las calidades estéticas (59).

Ya hace que el material sea más transparente y tome el aspecto de "vidrioso".

Un enfriamiento demasiado rápido aumenta las fisuras superfi-

ciales y debilita la porcelana.

La porcelana glaseada es mucho más resistente que aquellas que no lo han sido. El glaseado reduce la propagación de las fisuras. Si este se remueve por desgaste, la resistencia transversal se puede reducir hasta la mitad de lo que normalmente tendría antes del desgaste.

El mismo efecto del glaseado se alcanza con un "tempiado" de la porcelana.

Al colocar la cerámica en boca, es necesario que presente una superficie completamente lisa, para no favorecer la placa bacteriana.

La porcelana cocida en el aire no se puede pulir, siempre hay suficientes burbujas y prosidades presentes como para impedir el lograr una superficie lisa y pulida (60).

La falta de ductibilidad imposibilita escurrimientos y bruñido de la superficie.

Estos defectos, sólo se pueden corregir con una superficie glaseada. Este glaseado se realiza sometiendo la masa a una nueva cocción o bien aplicando en la superficie un glaseado (20) (21).

Si después de realizado el bizcocho final de porcelana se calienta rápidamente (10 a 15 minutos) hasta su temperatura de fusión y se la mantiene por 5 minutos aproximadamente, los fundentes fluyen hacia la superficie y forman una capa vítrea al enfriarse, que actúa como un glaseador; sin embargo debido al aumento de la tensión superficial de los elementos fundidos a la temperatura de cocción, este procedimiento posibilita que los bordes o ángulos se redondeen ligeramente. No obstante, este método de glaseado sumi-

nistra un cuerpo cerámico más resistente y duradero, hecho que tiene importancia clínica, ya que es práctica común, el que el estomatólogo después de cementar la porcelana en boca, haga el ajuste final de la oclusión y desgaste la superficie el material.

En cualquier caso los tallados en clínica debilitan acentuadamente la porcelana, al eliminar el glaseado (61) (62). Por lo que los autores recomiendan volver a glasear, una vez efectuado el ajuste oclusal.

Aunque la cocción al vacío aumenta la resistencia compresiva - de la porcelana, tiene poco efecto sobre la resistencia transversal. Es probable que ello se deba a la formación de las fisuras superficiales que no está - relacionada con la atmósfera durante el cocimiento.

Evidentemente, en lo que a la resistencia transversal respecta, el factor de condensación y homogeneidad de masa es de mayor importancia que - el efecto de vacío.

Es de interés hacer notar que el módulo de ruptura de la porcelana aluminosa, es el mismo cuando está glaseado que cuando no lo está.

Es evidente que el efecto reforzante de la nucleación de alúmina es suficiente como para contrarrestar el efecto debilitante de las discontinuidades superficiales.

Indicado por su módulo de ruptura, el efecto reforzante que - también produce el uso de la alúmina fundida como un respaldo de la porcelana translúcida, es considerable.

El método de cocción también influye sobre la resistencia como demuestran las experiencias llevadas a término evidenciando que los valores de

resistencia son más elevados cuando la cocción se hace a un régimen de baja temperatura y mayor tiempo que cuando se realiza a otro de más alta temperatura y menor tiempo.

También fue dado comprobar que los ángulos y márgenes agudos, se conservan mejor cuando la temperatura de cocción es más baja.

Para que la masa adquiriera la viscosidad adecuada, como para fluir totalmente a través de las partes sin fundir y los cemente entre sí, es evidente la necesidad de una temperatura apropiada y suficiente tiempo.

Cuando la temperatura se eleva, la viscosidad de la masa fundida disminuye y corre con más facilidad, pero incorpora mayor cantidad de impurezas por lo que la resistencia de la porcelana disminuye.

Conviene pues, como en otros materiales similares, mantener una relación óptima entre la matriz y la estructura nucleada si lo que se desea es obtener el máximo de resistencia.

Con respecto al peso específico de la densidad de la porcelana, conviene hacer una distinción entre el peso específico aparente y el peso específico real.

Las burbujas de aire o cual fuere otro vacío interno existente en la porcelana, reduce el peso específico real.

La resistencia que ofrece la porcelana total a la compresión es aproximadamente de 3.360 kg/cm<sup>2</sup>/48.000 libras por pulgada cuadrada.

Otra propiedad que asemeja la porcelana con el diente humano es la solubilidad y así resulta que una vez pulverizada su solubilidad es de

= 0,01 a 0,3% en una solución de ácido acético al 4% practicamente igual a la del esmalte dental. (59)

En otro sentido, nadie hasta el momento ha podido evidenciar que los fluidos bucales afecten a la porcelana.

d) Porcelana cocida sobre metal.- Como ya se ha citado anteriormente, la principal objeción que se hace al uso de la porcelana como material restaurador, es la falta de resistencia; de manera particular la traccional y la tangencial. Aunque pueda resistir tensiones compresivas con relativo éxito (57).

Por ello el binomio metal-porcelana (63) (64), consigue la unión y las facilidades de ajuste de la prótesis de metal con las ventajas -- estéticas, las estabildades de los colores y la resistencia. De ahí que la mayoría de los trabajos que hoy en día se efectuan sean de metal-porcelana.

I) Porcelana.- De acuerdo con sus características de fusión, es decir, temperatura y tiempo a la que el material se debe someter para lograr un producto que reuna las propiedades físicas y estéticas adecuadas; la porcelana dental también se puede clasificar en tres tipos:

- Alta Fusión.- 1288 - 1371°C (2350 - 2500°F.).
- Media Fusión.- 1093 - 1260°C (2000 - 2300°F.).
- Baja Fusión.- 871 - 1066 C° (1600 - 1950°F.).

- Composición de la porcelana de alta temperatura de fusión.-

Esta porcelana, generalmente se emplea para la construcción de dientes artificiales, pero composiciones similares se utilizan para la obtención de coronas fundas.



El material es una mezcla de arcilla, cuarzo y un fundete para proveer una fase glaseada que, al mismo tiempo sirve como una matriz para la arcilla y el cuarzo manteniéndolos en suspensión, en la masa cocida. El fundete es el primer componente que se licua en las masas cerámicas.

La arcilla o caolín, se incorpora como un aglutinante para permitir conformar o moldear la porcelana antes de la cocción. También reacciona con el fundete lo que se conoce como "reacción piro-química"; durante la cocción en una extensión limitada y por esta razón provee de dureza a la masa, pero reduce la translucidez de la porcelana. Por consiguiente la adición de la arcilla o caolín sólo se hace en pequeñas cantidades.

El cuarzo se utiliza en la porcelana para mejorar la resistencia. Aunque reacciona con el fundete para originar una combinación, actúa principalmente formando la nucleación o relleno.

El fundete que, se emplea en las porcelanas de alta temperatura de fusión es el feldespato. Los feldespatos naturales son mezclas del albita,  $\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6 \text{SiO}_2$  y ortoclasa o microclina  $\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6 \text{SiO}_2$ . La variedad natural nunca es pura y la relación entre el óxido de sodio ( $\text{Na}_2\text{O}$ ) y el de potasio ( $\text{K}_2\text{O}$ ) puede cambiar de un lote a otro.

El feldespato funde entre las temperaturas de  $1150^\circ\text{C}$  a  $1300^\circ\text{C}$  ( $2,100^\circ$  y  $2,370^\circ\text{F}$ ) formando un vidrio viscoso, que como se ha visto reacciona con los otros componentes.

Para obtener la cantidad correcta de reacción piroquímica y madurar convenientemente la porcelana, es necesario controlar la temperatura de cocción.

En general, cuanto más baja es la relación de óxido sodio a

Óxido de potasio, tanto menor es la temperatura de fusión. Por otra parte, la variedad potásica (ortoclase), suministra una viscosidad mayor del vidrio fundido y un menor aplastamiento piro-plástico de la porcelana durante el cocimiento. Para impedir el redondeamiento de los márgenes, y la pérdida de la forma del diente tan importante en la apariencia natural. Por ello el deslizamiento piroplástico de una porcelana dental debe ser bajo.

La sienita nefelina también se puede emplear como fundente, sustituyendo al feldespato, y es un mineral con una menor variación en su composición y una mayor pureza que el feldespato natural. Sus componentes principales son el feldespato potásico y el feldespato sódico y la nefelina  $((Na K)_2 O \cdot Al_2O_3 \cdot 2 SiO_2)$ .

Una porcelana de alta temperatura de fusión típica, tiene una composición aproximada de cuatro partes de caolín (de estar presente), 15 de cuarzo y 81 de feldespato. El feldespato es el componente más abundante en cualquier masa cerámica.

Debido, a que el caolín y el cuarzo entran en pequeñas cantidades, todas las porcelanas dentales se deben clasificar como vidrios.

En resumen, las funciones de los distintos componentes de las porcelanas dentales, son las siguientes:

-Cuarzo.- Cristal de roca que es un bióxido de silicio, altamente refractario, ni plástico ni fusible, juega el papel de armadura indeformable.

-Caolín.- Óxido doble de silicio y de aluminio. Plástico cuando está mezclado con agua. Mezclado con cuarzo y llevado a altas temperaturas, se adhiere a ese cuerpo y se retrae considerablemente por deshidratación. Da a la porcelana su consistencia.

-Feldespató.- Silicato doble de aluminio y potasio. Funde a 1230 C. Durante la fusión de la porcelana, se unen solidamente las partículas de cuarzo y caolín, llenando los espacios intersticiales. Da a la porcelana su fusibilidad y su transparencia.

- Composición de la porcelana de media temperatura. -

Contrariamente a la porcelana de alta temperatura los polvos de la porcelana de baja y media temperatura son vidrios molidos a partir de bloques de porcelana fritada. Los componentes crudos se mezclan y se fusionan. La masa fundida se sumerge entonces en agua. Y el súbito enfriamiento tensiona tanto a la porcelana que produce una considerable cantidad de resquebrajamiento que favorece la fractura. El proceso se conoce como fritura y el producto se le denomina frita. Con una estructura tan quebradiza, es posible hacer una molienda para obtener polvo fino.

Durante la subsiguiente cocción, se produce poca o ninguna reacción piroquímica. Las partículas se unen meramente por fusión pero la temperatura se deberá controlar para minimizar el escurrimiento piropiástico.

La temperatura fusión depende de la composición del vidrio.

Los alcalís (óxidos de sodio y de potasio), se introducen bien como carbonatos o en la forma de los minerales naturales (feldespató o sienita nefelina). En este último caso, se incorporan pequeñas cantidades de sílice y de alumina. El boro se puede adicionar como borax o ácido bórico.

El óxido de calcio (de estas presente), se puede agregar como carbonato de calcio, que, durante la fritura se convierte en  $\text{CaO}$ . Usando los correspondientes óxidos se hacen otras adiciones con objeto de ajustar el color de la porcelana. Las porcelanas a baja temperatura, son más frágiles y porosas, pueden teñirse y tienden a ponerse gris pizarra. La lumina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ )

reduce la translucidez y normalmente se emplea en una cantidad limitada, (65) para mejorar la resistencia de la masa cerámica. Se usa única y exclusivamente en coronas de recubrimiento total, confeccionadas sin estructura metálica.

II) Metal.— La cofia o armadura metálica de las restauraciones ceramometálicas, tienen como función:

- a) Mejorar la resistencia de la porcelana.
- b) La inalterabilidad y homogeneidad de su superficie para resistir a los ácidos bucales.
- c) Facilitar la tecnología de la porcelana en laboratorios, (66).
- d) Una mejor adaptación a los muñones y,
- e) Ampliar el campo de aplicación e indicaciones de la misma en el área de la prótesis fija.

— Características.— La temperatura de fundición de las aleaciones es apenas superior al de las porcelanas. Su estabilidad química, aún después de diferentes pasadas por el horno y sobre todo, su coeficiente de dilatación idéntico al de aquellas, a fin de evitar índices de deformación diferencial lo que provocaría fracturas de la capa cerámica.

Al principio se utilizó el platino (67), solo, aunque posee un buen coeficiente de expansión, no funde más que a  $1775^{\circ}\text{C}$  pero en contra emite hidrógeno, y esto hace que repela la porcelana en su unión.

Posteriormente el oro, el cual aunque permite la unión de este con la porcelana, es blando, transfiere calor y es de un punto de fusión bajo. Por lo tanto tampoco se pudo utilizar solo, por ello, se confeccionaron aleaciones que conjugaban el oro, platino y paladio, para sumar las ventajas de unos y se obvian los inconvenientes (68) (69). Siendo la aleación de mayor predominio la ternaria formada por el oro-platino y paladio que se utiliza preferentemente con porcelanas de alta o media fusión. Las aleaciones con un

mayor porcentaje de oro, son utilizadas con las porcelanas de más baja fusión.

Las modernas aleaciones preciosas que sustituyen al oro parcialmente por metales más abundantes y económicos, han demostrado una mayor fragilidad y un 30% menos de resistencia a la deformación que las aleaciones básicas.

La dureza en grados de estos tipos de aleaciones se extiende de 130 a 240, según su composición. Según demuestran las comprobaciones realizadas por los distintos fabricantes (recordemos que los americanos utilizaron la presión de una bala de acero y los suizos un prisma de diamante). En todo caso, estas aleaciones, soportan la porcelana bajo las que son extendidas, y muestran una resistencia mecánica suficiente (70) (71).

Permiten, por lo tanto, en el interior de la masa de porcelana, una mejor repartición de las fuerzas de reacción a las presiones ejercidas en la superficie.

Es necesario, sin embargo, tener un espesor suficiente y regular el metal, sin ángulos vivos ni salientes.

La manipulación de estas aleaciones exige especial, siendo una prueba en revestimiento de fosfato. Estos revestimientos conllevan un tratamiento especial, ya que contienen sílice, el cual debe eliminarse y ello se consigue sometiéndolo a una inmersión de cuatro horas en un baño al 50% de ácido fluorhídrico.

Las temperaturas de colado son aproximadamente de 1150°C a 1250°C. La fusión se hace preferentemente con un soplete Oxígeno-Propano.

III) Unión entre el Metal y la Cerámica.— La cerámica presen-

ta cualidades notables desde el punto de vista biológico, pero su fragilidad durante mucho tiempo limitaba su empleo en el ámbito de la prótesis dental. - De ahí su unión con el metal. Pues ya los dientes naturales nos daban el ejemplo de como se podía solucionar el problema de unir una sustancia dura y frágil "el esmalte", con un soporte o armazón "la dentina", logrando funcionalidad y solidez al mismo tiempo.

Esta observación llevó a Pentel (67) en 1.954 a intentar unir la cerámica con metal. En 1.956 Silver, Klein y Howard (72), como grupo de trabajo, y Brecquer (73), experimentaron con tres aleaciones a base de platino paladio y oro. En estos experimentos se logró la cocción de la cerámica sobre el metal, pero no se logró la unión de los dos materiales. Por esto muchas fracturas de elementos fueron inevitables.

La unión entre metal y cerámica es tan fuerte que supera la coesión de la cerámica misma. Fuerzas de  $2.800 \text{ Kg/cm}^2$  (74) fueron determinadas por Nally y Berta (75). Factor que despertó el interés, en realizar estudios entre la unión del metal con la cerámica. Ya que se suponía que entre el metal y la cerámica existe una unión física y una unión química.

Las técnicas empleadas entre otras fueron: ensayos de la resistencia al cizallamiento, (76) análisis con el microscopio electrónico - (77) y microanálisis electrónicos (78).

### C) UNION QUIMICA:

La unión química entre un metal y una cerámica, suscitó varias teorías.

Patridge (61) propuso entre otras la hipótesis de la capa de óxidos. Según esta teoría, una capa de óxidos previamente formada en la superficie del metal, estaría disuelta en la cerámica. Este fenómeno sigue hasta la saturación de la cerámica por los óxidos en la zona de la "interfase"

de contacto metal-cerámica.

King, Tripp y Duckworth (79) llegan a las siguientes conclusiones:

- a) La unión entre el metal y la cerámica es de naturaleza química.
- b) La unión química exige que el esmalte cerámico sea saturado en la zona de interfase por un óxido de metal base.

La unión química se presenta con resultado de una unión entre los átomos del metal de base y los iones metálicos contenidos en la porcelana.

Shell y Nielsen (76) demostraron que la resistencia de la unión metal-cerámica contra la ruptura y el desprendimiento puede ser fácilmente aumentada, añadiendo algunos metales no preciosos en pequeña cantidad (2 ó 3%).

Estos hallazgos llevaron a los autores a la conclusión de que para producirse la unión química tiene que formarse un compuesto de combinación químico-metálico-covalente-iónico. Y determinaron que estos fenómenos representan los dos tercios de la fuerza de unión y el restante es debido a las fuerzas de Vander Waals.

O'Brien y Ritge (80) (81) constataron la presencia de óxido de estaño en la cerámica que unido al estaño contenido en una mínima proporción en la aleación noble, produce una delgadísima capa de óxidos que son los responsables de lo que se les conoce como "absorción Química".

Absorción Química es una especie de adhesión que surge por la formación de uniones primarias (iónicas, covalente o metálicas) (82).

Los pasos que conducen a la absorción química, en el transcurso de la elaboración de la prótesis, muestran diferencias en grado y naturaleza de las uniones primarias. Estas son descritas a continuación según el orden en que aparecen:

1) Difusión de oligoelementos en la aleación y oxidación de la superficie de - aleación:

Los metales preciosos de las aleaciones necesitan una influencia energética y termo-química demasiado alta para poder llegar a tomar parte en la unión química (86). La adición en la aleación de los oligoelementos estaño, hierro e indio, es necesaria para permitir que tenga lugar la absorción química.

Durante la degasificación, estos elementos se reparten sobre la superficie de la aleación y son oxidados. (87).

2) Disolución de los óxidos en el vidrio fundido:

La humectación de las superficies oxidadas metálicas (de las partes a revestir) por la porcelana (medio a adherirse) tiene lugar cuando la porcelana es llevada a su temperatura de fusión.

La humectación es imprescindible para conseguir un contacto - absoluto entre las superficies de la porcelana y del metal. Este contacto absoluto permite la disolución de los óxidos metálicos en el vidrio fundido y - como consecuencia la formación de una profunda y continuada estructura atómica en las superficies de contacto.

3) Reacciones en la superficie de contacto:



Entre los elementos presentes en la zona de contacto tiene lugar la unión primaria. Por un lado los iones de los oligoelementos se combinan con el oxígeno del vidrio. Y por otro los iones del oligoelemento metálicos se unen entre sí.

#### 4) Difusión de los Oligoelementos en el vidrio:

Los restantes elementos que no han entrado en unión se difunden separándose de la superficie de contacto en la porcelana. Las fuerzas de Van der Waals provoca la atracción entre moléculas con cargas positivas y negativas fenómeno conocido como "momentos dipolares".

En el pasado se les atribuía un papel importante en la unión química. Pero al ser estas fuerzas débiles, hoy en día se conoce que su acción tiene importancia secundaria.

Las adhesiones tanto químicas como mecánicas, necesitan la humectación del metal por la porcelana al alcanzar ésta la humectación tiene lugar si "la energía de superficie" del metal y de la porcelana es suficiente para ejercer atracción entre las superficies de contacto.

Esta energía de superficie es atribuida a las fuerzas de Van der Waals existentes.

El grado de humectación no viene determinado solamente por las intensidades de estas fuerzas, sino también por la limpieza y uniformidad de las superficies metálicas.

#### D) UNION MECANICA:

Silver-Vickery y Badinelli (73) (72) suponían que había una incrustación de la cerámica en los poros y asperezas del metal.

Pruebas hechas por Shell y Nielsen (76) con piezas absolutamente lisas, daban una invariable fuerza de unión y siempre superiores a la cohesión de la cerámica misma.

También Nally y Berta (75) llegaron a los mismos resultados. Por ello se puede afirmar que sí existe, pero que no es determinativa o valorable (89) (90) (91).

O'Brien y Ritge (80) (81) postularon la hipótesis de las fuerzas de Van der Waals, o sea, una unión secundaria, resultante principalmente por la atracción entre moléculas polarizadas (92) (93). Por la determinación del ángulo de contacto entre el adhesivo (la cerámica fundida de alta temperatura) y el adherente (el metal), es posible calcular la fuerza de adhesión entre cerámica y metal. Según estos autores, estas fuerzas teóricas podrían llegar a  $5.600 \text{ Kg/cm}^2$  en los casos más favorables. Los valores obtenidos por vía experimental se situaban alrededor de  $1.000 \text{ kg/cm}^2$ .

Efectivamente los trabajos de Shell y Nielsen (76), como los de Vickery y Badinelli (72) (73), demostraron que la unión por adhesión representa sólo una parte de las fuerzas presentes.

Ahora bien estas representan un pequeño porcentaje de la totalidad de las fuerzas de unión (a veces tan solo el 6%). (74) (88) (94)

A la temperatura de fusión de la porcelana, el metal es humeado por la porcelana. La porcelana fluye en las ranuras microscópicas de las superficies metálicas, estableciendo de esta manera la unión mecánica.

La unión mecánica no se ve favorecida por la superficie groseramente rugosa. Por el contrario se ha llegado a la conclusión de que una superficie uniforme favorece la humectación del metal, que a su vez, lleva con-

sigo una mayor retención mecánica (95) (96) (97).

#### E) UNION MECANICA POR COMPRESION:

Una parte importante de la resistencia de la unión es atribuida a las fuerzas que se forman a causa de pequeñas diferencias entre los coeficientes de expansión de la porcelana y de las aleaciones de oro (98). En un sistema como éste, la porcelana debe de tener un coeficiente de expansión algo más bajo que el metal (97).

Las tensiones, se forman cuando la prótesis se enfría por debajo de la temperatura de fusión. La aleación de oro se contrae más rápidamente y de este modo se produce una tensión.

Debido a la particularidad de la porcelana de contraerse más lentamente que el oro, se produce una compresión. Las tensiones restantes permanecen hasta un 68% de las fuerzas de unión.

La expansión de la porcelana y las aleaciones de oro pueden tener como consecuencia una resquebrajadura en la unión o una deformación de la estructura durante el enfriamiento (99) (100) (101).

Resumiendo, diremos que hay los factores de unión que se combinan para producir la resistencia general de la unión.

- a) La unión química se produce al repartirse los óxidos de los oligoelementos de la aleación sobre la superficie de contacto, para formar uniones primarias. Las fuerzas de Van der Waals parecen ser las más importantes para la humectación del metal por la porcelana.
- b) La unión mecánica se produce por la infiltración de la porcelana líquida en las desigualdades microscópicas del metal.

Por pequeñas diferencias en la expansión térmica de la porcelana y del metal se producen por fuerzas comprensivas de unión.

F) CONSIDERACIONES DE ORDEN TECNOLÓGICO QUE FAVORECEN LA UNIÓN METAL-CERÁMICA:

1.- La elección de los combinados de porcelana- aleación de oro.-

a) Se precisa seleccionar aleaciones que contengan los oligoelementos necesarios para la adhesión.

b) La combinación debe tener elección de las aleaciones y masas cerámicas de similar coeficiente de expansión, debiendo ser el de la porcelana algo más bajo que el de la aleación de oro (103) (104).

2.- Rugosidades en la superficie de la estructura.- Es dudoso que la rugosidad de las superficies aumente la retención mecánica (105) (106) (107). La limpieza de las superficies metálicas destinadas a la porcelana, mediante un abrasivo de granos finos sintetizados favorecerá la humectación más completa por la porcelana que las subestructuras metálicas (108). El abrasivo debe escogerse cuidadosamente, ya que las rugosidades demasiado profundas o el ensuciado puede reducir claramente el grado de humectación. (95) (96) (97) (108).

3.- El empleo del ácido Fluorhídrico.- El motivo de limpiar las estructuras con ácido fluorhídrico, radica en el intento de eliminar las impurezas de la superficie, suciedad y partículas del abrasivo. Si no se eliminan estos elementos, el grado posible de la humectación así como la adhesión, quedarían perjudicados en estas zonas (108). La duración óptima del tratamiento se estima en unas ocho horas, que pueden ser reducidas a unos veinte minutos, mediante un aparato ultrasónico. Después de este tiempo, se desprende la capa de óxido que es necesaria para la unión química.

4.- Degasificación.- Para la formación de la capa de óxido es importante una degasificación que por otra parte, juega un papel importante en la unión química.

mica (109).

La degasificación, también es importante para la reducción de las impurezas gaseosas de las superficies; lo que también eleva la capacidad de humectación de la aleación (110) (111).

La calidad de la unión aumenta con las temperaturas y tiempos elevados, siempre sin sobrepasar los límites de la tolerancia de la aleación. En general bastan quince minutos para formar una capa de óxido y reducir las impurezas (112) de este tiempo, se limpia con ácido fluorhídrico, éste despien de la capa de óxido que es necesaria para la unión química. (112).

5.- Utilización de "opaquers". - Se aplican "opaquers" sobre la estructura. Primera capa de cerámica que debe ser homogénea, más rica en iones metálicos y responsable fundamentalmente de la unión química, y también se emplea para sellar la superficie de la estructura, ocultar su color gris y para dar a la porcelana una sensación de profundidad.

6.- Utilización del Bonding. - El bonding es una porcelana de alta fusión con óxido de titanio y cinc, y como fluido es un anti-oxidante, compuesto de glicerina y ácido bórico y boratos.

La mayoría de los ensayos muestran que al añadir "Bonding" no hace más fuerte la unión. En algunos casos puede incluso, debilitarla por la formación de una zona profunda de unión en las superficies de contacto, o bien porque queda impedida la difusión de los oligoelementos en la porcelana (113) (114)

7.- La cocción de la porcelana. - El efecto de las fuerzas de unión, se eleva mediante una correcta aplicación, práctica del vacío y cocción de la masa de porcelana.

La precocción (bizcocho) no debe efectuarse a una temperatura demasiado baja, ya que da una mala adhesión (115) (116) (117). Se deberán seguir rigurosamente las instrucciones del fabricante, ya que el equilibrio termodinámico es muy sensible.

En el mejor de los casos el coeficiente de expansión térmica de las aleaciones de oro y de la porcelana, se hallan combinados idealmente - solo a una temperatura.

La curva de contracción de la porcelana, no varía tan solo - según su composición, sino también con la velocidad del enfriamiento y actualmente se la da mucha importancia al efecto de vibrado en el momento de colocar las distintas capas de porcelanas, ya que hace, que la pérdida de agua en la cocción sea mucho menor, y por ello disminuye su contracción. Descensos de temperatura bruscos, pueden motivar la aparición de tensiones internas excesivas en las superficies de contacto. La fuerza de la unión oro-porcelana se - eleva con el grado de vacío. Pareciendo ser el vacío ideal el de 70 mm. de Ag.



Los estudios realizados en relación a la unión estable del metal precioso con la porcelana han sido muchos y muy bien documentados y con una gran base científica después de unos estudios muy serios y de muy alta investigación.

Ahora bien, hoy existe un gran problema con el metal precioso y es su alto coste, esto conlleva que todas las prótesis parciales o totales en las que intervenga dicho metal se encarezcan mucho, hasta el punto de que dichas prótesis sólo están al alcance de un limitado número de pacientes.

Luego la escasez progresiva para su aplicación protésica, ya que en algunos países, está prohibido el uso de metales nobles.

Y, otro factor es la variación del precio de los metales preciosos, que impide la planificación a largo plazo.

Por estos motivos hace años comenzaron a ser investigadas -- otras aleaciones cuya principal característica era la inclusión de metales -- no preciosos, los cuales son de más bajo costo; son estables con la porcelana y tienen efectos estéticos idénticos a los de los metales preciosos.

Pero, el problema surge en las siguientes interrogantes:

- ¿Tienen la misma, mayor o menor estabilidad que los metales -- preciosos?
- ¿Su estabilidad dimensional en los tratamientos térmicos es -- semejante a la de las aleaciones preciosas?
- ¿Poseen el mismo grado de dureza que los metales nobles?

Dado que cada día será mayor el uso de este metal no precioso hemos pensado muy importante y de gran interés contestar a estas preguntas -- que hoy por hoy no tienen contestación.



Entonces en la Primera Cátedra de Prótesis Estomatológica, en la cual siempre ha habido una inquietud de investigación a todos los niveles de nuestra especialidad, me he visto estimulado y apoyado, para realizar este trabajo de investigación, el cual espero que sea lo suficientemente importante para el mayor uso en la práctica diaria y punto de partida de alguna otra investigación programada.

III.- HIPOTESIS.-

El interes de este Plan de Investigación se basa en:

a) En cuanto a los metales y aleaciones preciosos se refiere - se han hecho investigaciones de forma exhaustiva, no así en las aleaciones de metales no preciosos, y en éste orden se dirige la investigación que se ha hecho.

b) Estas aleaciones de Niquel-Cromo por su gran oxidación representan un gran problema en el mecanismo de unión metal-cerámica.

La excesiva producción de óxidos en la zona de unión metal-cerámica, lleva muy rapidamente a una supersaturación de nivel de contacto y por lógica a una nueva fuerza de unión.

Reduciéndose el problema a la contestación de estas dos preguntas:

¿ Que tipo de unión presentan ?

¿ Que factores influyen en dicha unión ?

Por todo ello vamos a estudiar:

1º.- La deformación volumétrica térmica en relación con el sistema de colado y con el sistema de cocción de la porcelana.

2º.- La mayor o menor unión metal-cerámica en relación con el sistema de colado, sistema de oxidación y al de cocción.

3º.- La saturación química a nivel de la interfase en relación al sistema de oxidación y al sistema de cocción.

4º.- La saturación química en relación al tiempo de vida térmica de la porcelana.

5º.- La posible inclusión de gas en el metal en relación al sistema de colado, de oxidación y desgasificación y al sistema de cocción.

## IV.- MATERIAL.-

1.- Aleaciones Empleadas.- Se han estudiado dos aleaciones de Cromo-Níquel y de entre estas hemos elegido el Ticon y el Wirón. Por ser las de más frecuente utilización. Y, por considerar que sus propiedades abarcan prácticamente todo el espectro de las actuales aleaciones.

2.- Composición de las aleaciones.- El Ticon de la casa Ticonium Company (Albany, USA) es una aleación reconocida por la ADA, y como tal es obligatorio dar a conocer su composición a nivel del mercado internacional.

- 67% de níquel
- 17% de Cromo
- 4% de Molibdeno
- 3% de Magnesio
- 0,5% de Berilio

El Wirón, al ser una aleación de fabricación europea, de la casa Bego (Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst). y no estando obligados a manifestar legalmente cual es su composición, tanto cualitativa como cuantitativa, solo podemos manifestar que es una aleación de Níquel-Cromo exenta de Berilio de las llamadas de última generación en la cual el fabricante se reserva su composición.

3.- Cerámica.- La empleada en este trabajo es la Vita, y dentro de esta marca y de sus componentes, se ha usado de opaquer el Paint-On y de dentina la VMK.

Se ha usado esta marca por ser la de mayor uso a nivel mundial.

MATERIAL USADO DURANTE EL DESARROLLO DEL TRABAJO EN SUS TRES PARTES BIEN -

DIFERENCIADAS:

## A.- COLADO:

1.- Muestra de Origen: Es una sección de la superficie de un - cilindro, de 6,05 mm. de radio.

Esta sección tiene un ancho de 6 mm. y un largo de 19 mm.

Siendo el área total de la muestra  $114 \text{ mm}^2$ , que es aproximada<sub>mente</sub> el valor promedio de un molar.

A los extremos de estas secciones, hay unas pequeñas pestañas, que sirven para una mejor sujección de la porcelana. Y a su vez por su concavidad ésta sección está unida por una barrita seccionada por el centro, la - cual es la que nos sirve para los diferentes controles de estabilidad térmica, bien si se abre o se cierra dicha separación.

2.- Cilindro y Cono: Las dimensiones del cilindro son de un - diámetro de 58 mm. por 60 mm. de altura. Y las del Cono son de 18 mm. de alto por 24 mm. de base.

3.- Revestimiento: Se empleó el Tico-Vest en una mezcla de - 100 gr. por 30 cc. de  $\text{H}_2\text{O}$ .

Siendo la composición del polvo:

- Partículas refractarias de cuarzo
- Vidrio de Sílice
- Óxido de Magnesio
- Fosfato diácido de amonio
- Cristobalita
- Refractorios secundarios

y, del líquido:

- Silice coloidal suspendido en agua.

El fundamento del líquido es ayudar a la expansión general deseada, para una adaptación satisfactoria.

4.- Bebederos: Se empleó el sistema de volante, mediante el cual nos permite el colado de 4 piezas por cilindro, y dentro del volante el sistema TRISET.

El volante es alimentado por tres ramas que parten de una, la principal.

5.- Horno: Se emplea para el pre-calentamiento y calentamiento del cilindro antes del colado.

El horno empleado lleva una resistencia de Kantal de 5000 vatios. Horno con termocontrol, cuya oscilación es de  $\pm 5^\circ$  de la casa "Hemison".

La velocidad de elevación de la temperatura es la precisa para llegar a los 1.000 grados en el tiempo de 1 hora y media.

6.- Complejo de colado:

- a) Máquina centrifugadora
- b) Soplete, modelo Harris 43-2 con boquilla de regadera
- c) Crisol Refractario
- d) Presión de gas Propano de 2 Atü
- e) Presión del Oxígeno de 1,8 Atü

7.- Cantidad de Metal: 16,5 gramos de aleación en cada colada.

**B.- ACABADO DE LAS PIEZAS:**

1.- Debastado. - Se hace mediante puntas abrasivas, con los que se obtiene el debastado y posteriormente el satinado. Estas puntas son de aglomerado cerámico. Para el debastado usamos puntas abrasivas "jota marrón" y para el satinado puntas abrasivas "jota rosa".

2.- Chorro de Arena. - Compuesto de Oxido de Aluminio a presión de 4 Kg.

**C.- CERAMICA:**

1.- Horno: Horno Semi-Automático por sistema digital. Pueden alcanzar una temperatura de 1230° C y con una oscilación de  $\pm 3^\circ$ . De la casa Ney, Modelo Mark IV.

Todo el material reseñado hasta el momento, en todo el trabajo no sufre variación apreciable por lo que se consideran parametros fijos.

**D.- GALGAS:**

Empleados para controlar la estabilidad térmica.

**E.- CALIBRADOR MICROTERMICO DE PRESION CONTINUA:****F.- FICHAS:**

Para todos los controles necesarios hemos usado este modelo - de fichas; las cuales las llamabamos hojas de protocolo.

**G.- MATERIALES ACCESORIOS DE MANIPULACION:**

- Pinceles
- Agua destilada
- Espátulas
- Loquetas de cristal
- Ceras.



HOJA DE PROTOCOLO

Variable N°

CODIGO

Especimen Nº	Fiabilidad dimensional		Deformación térmica		Carga de deform. mm.	% de superficie sin cerámica ruptura	Observaciones
	Oxidación	Opac. 1ª Cocc.	2ª Cocc.	Gloseado			

Fusión NORMAL (1)  
Fusión RAPIDA (2)

Tratamiento térmico  
ATMOSFERICO (3)  
50% Vac. Rel. (4)  
100% Vac. Rel. (5)

Programa cerámico  
N° 1 = (6)  
N° 2 = (7)  
N° 3 = (8)

1-3-6-1-1	1-4-6-1-13	1-5-6-1-25
2-2-3	2-4-6-2-14	2-5-6-2-26
3-3-4	3-4-6-3-15	3-5-6-3-27
4-4-5	4-4-6-4-16	4-5-6-4-28
1-3-7-1-5	1-4-7-1-17	1-5-7-1-29
2-2-6	2-4-7-2-18	2-5-7-2-30
3-3-7	3-4-7-3-19	3-5-7-3-31
4-4-8	4-4-7-4-20	4-5-7-4-32
1-3-8-1-9	1-4-8-1-21	1-5-8-1-33
2-2-10	2-4-8-2-22	2-5-8-2-34
3-3-11	3-4-8-3-23	3-5-8-3-35
4-4-12	4-4-8-4-24	4-5-8-4-36
2-3-6-1-37	2-4-6-1-49	2-5-6-1-61
2-3-6-2-38	2-4-6-2-50	2-5-6-2-62
3-3-39	3-4-6-3-51	3-5-6-3-63
4-4-40	4-4-6-4-52	4-5-6-4-64
2-3-7-1-41	2-4-7-1-53	2-5-7-1-65
2-3-7-2-42	2-4-7-2-54	2-5-7-2-66
3-3-43	3-4-7-3-55	3-5-7-3-67
4-4-44	4-4-7-4-56	4-5-7-4-68
2-3-8-1-45	2-4-8-1-57	2-5-8-1-69
2-3-8-2-46	2-4-8-2-58	2-5-8-2-70
3-3-47	3-4-8-3-59	3-5-8-3-71
4-4-48	4-4-8-4-60	4-5-8-4-72

El N° de la variable se compone:  
Genera de fusión  
Programa Trat. Term. especimen  
Programa cerámico  
y código metal.

W = Wiron  
T = Ticom

49

V.- METODO.-

El estudio que hizo Shell-Nielsen, en el año 1.962, no da ninguna indicación sobre el comportamiento de la unión del metal con la cerámica en una situación clínica, ya que nos indicaba la fuerza traccional que existía entre dos metales unidos por la cerámica.

Por ello, hemos intentado simular lo mejor posible las tensiones que sugren las piezas dentales de metal cerámica en boca al cementarlas o bien durante la masticación, y esto se ha conseguido mediante pruebas de cizallamiento a nivel de interfase.

#### A.- OBTENCION DE LAS PIEZAS:

Se confecciona, una estructura original metálica, de ella se obtienen moldes de gelatina, y a partir de ahí, todos los restantes se obtienen por procesos de microfusión, lo que nos asegura la identidad de todos ellos.

Hicimos un total de 72 piezas. Que repartidas a partes iguales, eran 36 de Ticon y otras tantas de Wirón.

El número de especímenes se justifica en función de que se han previsto series de cuatro unidades, y cada una de ellas, mediante una combinación de posibilidades, y que cada grupo se combinaba con:

- 3 programas diferentes de tratamiento térmico.
- 3 programas de cocción de la porcelana, estas a su vez eran obtenidos por una fusión rápida o normal.

#### B.- FASE DE COLADO:

- 1.- Colamos 4 piezas por cilindro.

Ya el cilindro a punto, lo introducimos en el horno, que lo recibe a una temperatura de 300 C, manteniéndolo a esta temperatura estable,-

durante 30 minutos, luego se subía a 600 C, en 35 minutos, luego a 750 C en -- 15 minutos. Y, a ésta temperatura se mantenía un mínimo de 55 minutos y un -- máximo de 1 hora y 15 minutos. A partir de ahí el cilindro ya estaba a punto.

2.- Traslado del cilindro del horno a la centrifugadora. Lo realizabamos más menos en 30 segundos.

3.- Tiempo de Fusión: Realizamos dos tipos de fusión:

- Fusión normal: 1 minuto 15 segundos  $\pm$  3 segundos.
- Fusión rápida: En un mínimo de 38 segundos y un máximo de 45 segundos.

La fusión se realizaba con una mezcla de oxígeno y propano.

Ya obtenido el colado se enfriaba en temperatura ambiente.

#### C.- TRATAMIENTO DE LAS PIEZAS:

A.- Desbastado.-Con puntas abrasivas jota marrón y posteriormente el satinado con puntas jota rosa.

Posteriormente se sometían a un chorro de arena perdida.

#### D.- TRATAMIENTO TERMICO:

Tratamiento necesario para obtener la degasificación y oxidación de las piezas.

Empleamos tres programas diferentes:

- a) Solo oxidación, atmosférica durante 4 minutos a 980° C.
- b) Vacío parcial a 350 mm Hg, durante 4 minutos a 980° C.
- c) Vacío total a 700 mm Hg, durante 4 minutos a 980° C.

## E.- METODO DE COCCION:

## A.- Cocción de unión:

1º.- Programa = Entrada 650° C, subida a 980° y a 700 mm Hg.

Tiempo en atmosfera 2 minutos.

Tiempo Total del programa 6 minutos y 46 sgds.

2º.- Programa = Entrada 650° C, subida a 1010° C y 700 mm Hg.

Poner atmosfera y salir.

Tiempo Total del programa 5 minutos y 15 sgds.

3º.- Programa = Entrada a temperatura techo de 980° C a 700mm Hg.

Permanencia en atmosfera 1 minuto.

Tiempo total del programa 5 minutos y 46 sgds.

## F.- COCCION DEL OPAQUER:

Usamos idénticos programas que la cocción de unión.

## G.- COCCION DE LA DENTINA (BIZCOCHO):

1º.- Programa = Entrada 650° C, subida a 950° C a 700 mm Hg.

Tiempo en atmosfera final 1 minuto.

Tiempo Total 5 minutos y 46 segundos.

2º.- Programa = Entrada 650° C, subida a 950° C 700 mm Hg.

Poner atmosfera y salir.

Tiempo total programa 4 minutos y 46 sgds.

3º.- Programa = Entrada a 950° C a 700 mm Hg.

Permanencia en atmosfera 1 minuto.

Tiempo total 4 minutos.

## H.- COCCION SEGUNDA CAPA DENTINA (SEGUNDO BIZCOCHO):

Los mismos programas que la cocción de la primera capa, solo -  
con temperatura final de 970° C.

#### I.- GLASEADO (COCCION DE BRILLO):

Se realiza a una temperatura de  $980^{\circ}\text{C}$ , todas las especies a 4 minutos en atmosfera.

#### J.- TIEMPOS DE EXPOSICION TERMICA TOTAL:

1º.- Programa = En vacio 19 minutos 6 segundos.

En atmosfera 11 minutos.

Total 30 minutos 6 segundos.

2º.- Programa = En vacio 19 minutos 33 segundos.

En atmosfera 4 minutos

Total 23 minutos 33 segundos.

3º.- Programa = En vacio 15 minutos y 32 segundos.

En atmosfera 8 minutos.

Total 23 minutos 32 segundos.

#### K.- TECNICA MANUAL PARA EL TRABAJO CON LA CERAMICA:

La colocación del opaquer y la dentina, se realizó con un pin cel, y se condensaba al máximo, para evitar las grietas a la cocción.

a) Controles de estabilidad térmica. Que se realizaba al prin cipio, despues de la oxidación y despues del glaseado, posteriormente se saca ba un valor promedio. Realizándose con las galgas y siempre por uno mismo pa- ra no variar la presión.

#### L.- CONTROL DE LA CARGA APLICADA:

Mediante un complejo de un calibrador micrométrico y una pla- tina en donde se colocaba la pieza, aplicábamos la fuerza, la cual se leía la diferencia que había desde el momento en que conectaba el tope del calibrador hasta que saltaba la porcelana. Y de ahí se sacaba un valor promedio, de las series.

## M.- FICHA:

La ficha de anotación de resultados constaba de cuatro partes:

1º.- Recuadro donde es anotado el número de la especie, que es variable según la especie realizada.

2º.- Lugar de anotación, del tipo de aleación que es usado para la especie reseñada en esta ficha, y por debajo, el tipo de fusión que le correspondía, que le llamabamos código.

3º.- Un recuadro en donde se plasman los resultados obtenidos, de cada una de las piezas de que consta la serie, estos resultados correspondían al control de la deformación térmica, carga de deformación en mm, porcentaje de superficie sin cerámica, género de ruptura y un apartado para las diferentes observaciones que se iban anotando y apareciendo.

4º.- La numeración correspondiente al número de variable que correspondía a:

- Género de fusión
- Programa tratamiento térmico por especie
- Programa cerámica.

## RESUMEN DEL METODO SEGUIDO

ELABORACION: Modelo de origen  
 Molde de goma  
 Inyectar patrones  
 Numerar

PARAMETROS FIJOS:

Forma del patrón de cera  
 Tipo de Revestimiento  
 Proporción de la mezcla  
 Dimensión del cilindro  
 Colocación de los patrones  
 Temperatura de los cilindros  
 Maduración de los cilindros  
 Temperatura  
 Aleación

Acabamiento Especies  
 Abrasivas  
 Chorro de Arena

Marca de Cerámica

PARAMETROS VARIABLES:

Fusión Rápida  
 Fusión Normal

## Tratamiento Térmico

Oxidación  
 Degasificación 50%  
 Degasificación 100%  
 Método de Cocción  
 Cocción de unión  
 de apaquer  
 1ª capa dentina  
 2ª capa dentina  
 Glaseado

Cada una con los programas:

- 1.- Entrada-Subida y 2 -  
min. perm.
- 2.- Entrada-Subida a más  
de 50 C y salida --  
inmediata.
- 3.- Entrada temperatura  
tope, salida al re  
cuperar la tempera  
tura + 1 min. atmos  
ferico.



VI.- RESULTADOS OBTENIDOS.-

Vamos a desglosar los resultados en cuatro apartados, estabilidad térmica, unión, resultados por las cargas aplicadas y tipos de fractura.

1.- Estabilidad contra la deformación térmica:

Todas las pruebas tienen un comportamiento excelente.

Valor promedio mínimo = -0,0375

Valor promedio máximo = -0,1000

Valor igual a 0,0500 o inferior:

Número 136 =  $\emptyset$  0,0375 mm. = 6,25%

147

157

158

256

257

258 =  $\emptyset$  0,0500 mm. = 37,5% =  $\frac{\text{Total}}{43,75\%}$

Valor superior a 0,0500:

Número 137

148

247

238 =  $\emptyset$  0,0625 mm. = 25%

156

246 =  $\emptyset$  0,0750 mm. = 12,5%

236

237 =  $\emptyset$  0,0875 mm. = 12,5%

146 =  $\emptyset$  0,1000 mm. = 6,25% = Total 56,25%

2. En cuanto a la unión: Todas las pruebas presentan y indican una super-saturación de óxidos a nivel de interfase.

En cuanto a la porcelana adherida el mejor resultado, es el -  
que presenta el grupo 148.

3.- Carga Aplicada:

- Resiste una mayor carga el grupo 146.
- Y, una menor carga el grupo 238.

99

CARGA APLICADA:

RESULTADOS.

METAL : TICON  
FUSION NORMAL  
( 1 )

TRATAMIENTO ATMOSFERICO  
( 3 )

	Carga de deformación aplicada mm.	Superficie sin cerámica en m.m. <sup>2</sup>	Superficie en % con porcelana
		136	
Programa cerámica N°1 con exposición termica total de - 30 minutos y 6 segundos	0,37 0,40 0,45 0,45	Total Total Total Total	0,00 0,00 0,00 0,00
codigo ( 6 )	Ø 0,4175	Total	0,00
		137	
Programa cerámica N°2 con exposición termica total de - 23 minutos 33 segundos	0,32 0,27 0,30 0,2	94 108 Total 72	17,54 5,26 0,00 36,4
codigo ( 7 )	0,2925	68,50	24,025
		138	
Programa cerámica N°3 con exposición termica total de - 13 minutos 32 segundos	0,12 0,17 0,16 0,18	76 Total Total 68	33,33 0,00 0,00 40,35
codigo ( 8 )	Ø 0,1575	40,50	18,42

METAL : TICON  
FUSION RAPIDA ( 2 )

TRATAMIENTO ATMOSFERICO  
( 3 )

	Carga de deformación aplicada mm.	Superficie sin cerámica en mm <sup>2</sup>	Superficie con porcelana en %
		236	
Programa cerámica N°1 con exposición termica total de - 30 minutos 6 segundos	0,32 0,29 0,22 0,21	65 85 95 96	42,98 25,43 16,16 15,7
codigo ( 6 )	0,26	85,25	25,08
		237	
Programa cerámica N°2 con exposición termica total de - 23 minutos 33 segundos	0,13 0,13 0,18 0,09	Total Total Total Total	0,00 0,00 0,00 0,00
Codigo ( 7 )	0,1102	Total	0,00
		238	
Programa cerámica N°3 con exposición termica total de - 13 minutos 32 segundos	0,12 0,02 0,06 0,05	Total Total Total Total	0,00 0,00 0,00 0,00
Codigo ( 8 )	0,0625	Total	0,00

60'

METAL: TICON

VACUM PARCIAL 350 mm Hg

FUSION NORMAL

(4)

	m.m.	m.m. <sup>2</sup>	%
Programa ceramica		146	
Nº 1 con exposición	0,44	96	15
termica total de	0,40	76	33,33
30 minutos y	0,76	110	3,50
6 segundos.	0,54	105	7,89
Código (6)	0,535	96,75	14,93
Programa ceramica		147	
Nº 2 con exposición	0,15	90	21,05
termica total de	0,14	total	0,00
23 minutos.	0,13	82	28,07
33 segundos.	0,12	total	0,00
Código (7)	0,14	43	12,28
Programa ceramica,		148	
Nº 3 con exposición	0,10	total	0,00
termica total de	0,15	106	7,01
13 minutos.	0,13	36	68,42
32 segundos.	0,15	72	36,84
Código (8)	0,1325	53,50	28,06

METAL: TICON

VACUM

PARCIA 350 m.m. Hg.

FUSION RAPIDA

(4)

	m.m.	m.m. <sup>2</sup>	%
Programa Ceramica		246	
Nº 1 con exposición	0,19	Total	0,00
termica total de	0,15	82	28,07
30 minutos.	0,32	105	7,89
6 segundos.	0,36	106	7,01
Código (6)	0,255	73,25	10,7
Programa ceramica		247	
Nº 2 con exposición	0,07	Total	0,00
termica total de	0,08	Total	0,00
3 minutos.	0,08	Total	0,00
3 segundos.	0,13	Total	0,00
Código (7)	0,09	Total	0,00
Programa ceramica		248	
Nº 3 con exposición	0,15	Total	0,00
termica total de	0,09	Total	0,00
3 minutos.	0,06	Total	0,00
2 segundos.	0,05	Total	0,00

CD<sup>2</sup>

METAL : TICON

VACUM RELATIVO TOTAL 700mm.

FUSION RAPIDA

( 5 )

	m.m.	m.m. <sup>2</sup>	%
Programa ceramica		156	
Nº 1 con exposicion	0,35	102	24,53
termica total de	0,50	Total	0,00
30 minutos	0,25	94	17,54
6 segundos.	0,22	Total	0,00
Codigo (6)	0,33	49	10,51
Programa ceramica		157	
Nº 2 con exposicion	0,31	102	10,25
termica total de	0,22	Total	0,00
23 minutos.	0,15	Total	0,00
33 segundos.	0,15	Total	0,00
Codigo (7)	0,2075	25,50	2,5625
Programa ceramica		158	
Nº 3 con exposicion	0,19	101	11,40
termica total de	0,12	Total	0,00
13 minutos.	0,10	Total	0,00
32 segundos.	0,14	Total	0,00
Codigo (8)	0,1375	25,25	2,85

METAL : TICON  
FUSION NORMAL

VACUM

RELATIVO  
(5)

TOTAL 700m

	m.m.	m.m. <sup>2</sup>	%
Programa ceramica		256	
Nº 1 con exposicion	0,26	66	,1
termica total de	0,20	88	22,80
30 minutos.	0,21	105	7,89
6 segundos.	0,18	94	17,54
Codigo (6)	0,21,25	88,25	22,58
Programa ceramica		2	
Nº 2 con exposicion	0,14	to al	0,00
termica total	0,10	total	0,00
23 minutos.	0,14	total	0,00
33 segundos.	0,16	total	0,00
Codigo (7)	0,135	total	0,00
Programa ceramica		258	
Nº 3 con exposicion	0,12	to al	0,00
termica total de	0,16	total	0,00
13 minutos.	0,13	total	0,00
32 segundos	0,22	total	0,00
Codigo (8)	0,1575	o a	0,00

Después de la carga aplicada a cada pieza, hemos medido la -  
carga de deformación, tanto por cien de superficie sin cerámica y tanto por -  
cien con cerámica. Plasmado en las gráficas que vienen a continuación y compa-  
rándolas con el Wirón.

Gráfica obtenida de la carga de deformación aplicada en mm, -  
de las series 136, 137, 138, 236, 237 y 238.



.....

.....

T C N

R0

FUSIO

NOR

AL

RA

A

0.90

0.0

0

0

0

0

0.0

0.0

0.10

1 6

137

1.8

2 6

2 7

2 8

Gráfica de la Superficie sin Cerámica en mm<sup>2</sup> de las series -  
136, 137, 138, 236, 237 y 238.

65

FUSIO

NORMAL

RAIDA

110

100

90

80

70

60

50

40

30

20

10

136

137

138

236

2

2 8



67

Gráfica de la superficie en tanto por cien con porcelana, series: 136, 137, 138, 236, 237 y 238.

68

WIRON

FUSI

NORMAL

RAIDA

6 %

%

2 %

%

%

1 6

1 7

138

2 6

2

2 8



70

Gráfica obtenida de la carga de deformación aplicada en mm, -  
de las series 146, 147, 148, 246, 247 y 248.

7

P P

9

0

1

1

2

2

72

73

Gráfica de la Superficie sin cerámica en  $\text{mm}^2$  de las series -  
146, 147, 148, 246, 247 y 248.



NO

NO

M

0

20

10

10

1

1

2

Gráfica de la superficie en tanto por cien con porcelana, series: 146, 147, 148, 246, 247 y 248.

0

%

%

1 6 7 1 2 6 2



78

•

.....

Gráfica obtenida de la carga de deformación aplicada en mm,  
de las series: 156, 157, 158, 256, 257 y 258.

.....

CO

N A L A

90

0

0.0

1 6 1 7 1 8 2 6 2 2 8

Gráfica de la superficie sin cerámica en  $\text{mm}^2$  de las series:  
156, 157, 158, 256, 257 y 258.

CO

N R L A

0  
0  
20  
0

1 6 1 7 1 8 2 7

84

85

Gráfica de la Superficie en tanto por cien con porcelana, series: 156, 157, 158, 256, 257 y 258.





N

N R M

R

1 6 1 7 1 8 2 2 1 8

4.- Tipos de Fractura.- Al aplicar la fuerza, se nos han presentado cuatro tipos de fracturas.

- a) Estallido
- b) En forma de estrella
- c) Oblicua Ovalada
- d) Oblicua Transversal

89

VII.- CONCLUSIONES.-

A la vista de los resultados obtenidos en esta investigación y poniéndolos en consideración podemos formular las siguientes conclusiones:

PRIMERA.- De las dos aleaciones comparadas, presenta una mejor unión con la cerámica el tición.

SEGUNDA.- Las aleaciones de cromo-niquel presentan el inconveniente de precisar un armamentarium especial, debido a su gran dureza.

TERCERA.- La unión existente entre el metal y la cerámica, es de tipo mecánica, adhesivo y adherente (fuerzas de Van der Waals), solo en algunos casos hay ligeros vestigios de unión química.

CUARTA.- Por su buena estabilidad dimensional, podemos realizar perfectamente trabajos de rehabilitación protésica de unidades múltiples. Entendemos por unidades múltiples superficies superiores a una longitud de 50 a 60 mm.

QUINTA.- Por las fracturas obtenidas, no encontramos:

- a) Ningún tipo de unión, en las fracturas por estallido y en forma de estrella.
- b) Indican mayor resistencia, las fracturas oblicuas ovaladas.
- c) Una menor resistencia, en las fracturas oblicuas transversales.

SEXTA.- Vemos que la fundición rápida es contraproducente, y el mejor resultado es de 51,40% inferior a los obtenidos por fusión normal.

SEPTIMA.- Para una mejor unión del Tición con la cerámica es aconsejable:

1.- Utilizar la fusión normal del metal, cuya duración es -  
de 1 minuto 15 segundos.  $\pm$  3 segundos.

2.- Una oxidación de Vacum Parcial /350 mm Hg. durante 4 -  
Minutos a 980 C.

3.- Programa de Cocción de cerámica nº 1, que consiste:

Cocción de unión:

Entrada 650°C, subida a 980°C y a 700 mm Hg.  
Tiempo en atmosfera 2 minutos.  
Tiempo total del programa 6 minutos y 46 segundos.

Cocción de la Dentina:

Entrada 650°C, subida a 950°C a 700 mm. Hg.  
Tiempo en atmosfera final 1 minuto.  
Tiempo total 5 minutos y 46 segundos.

VIII.- ICONOGRAFIA.-

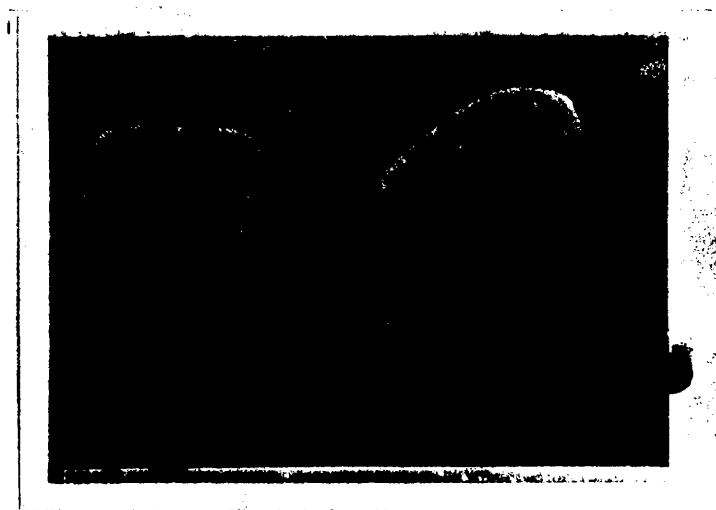


FOTO N° 1: Año 1838. Aparición de los primeros dientes fabricados en serie con matrices de metal y fueron hechos por J.C.F. Meury. Empezó en el año 1820 y en 1838 Cláudio ASH compró la patente y los fabricó en serie.



FOTO n° 2: Año 1.880. Aparición de los primeros dientes de porcelana, unidos con puntos de platino al metal

n° 3:





FOTO nº 3:



FOTO nº 4: Posteriormente se les añadió una placa de platino y encima porcelana, siendo las primeras placas en metal-cerámica.

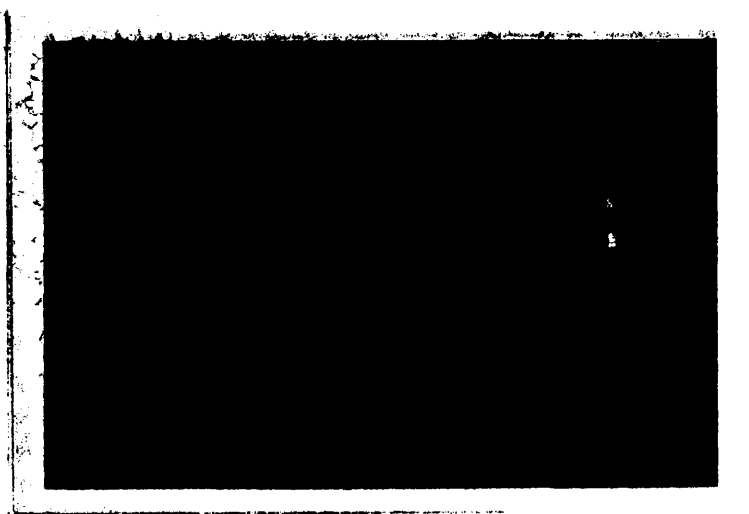


FOTO nº 5: Pieza original de trabajo metálica, y su reproducción en cera, obtenida por un proceso de microfusión.

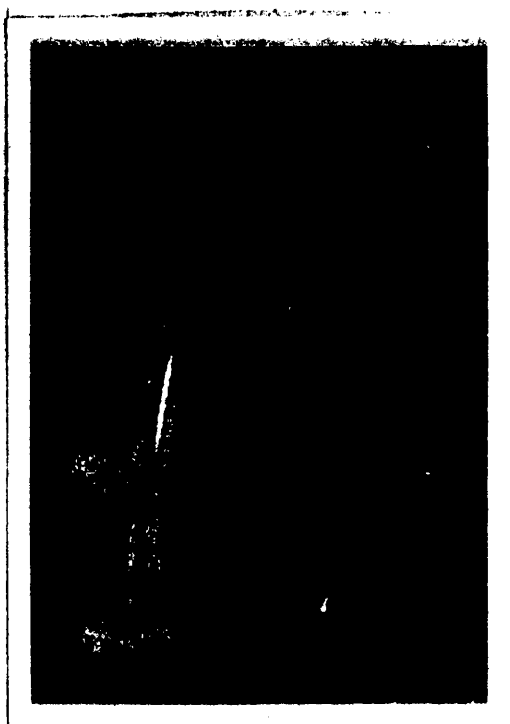


FOTO nº 6: Obtención del colado por volante.

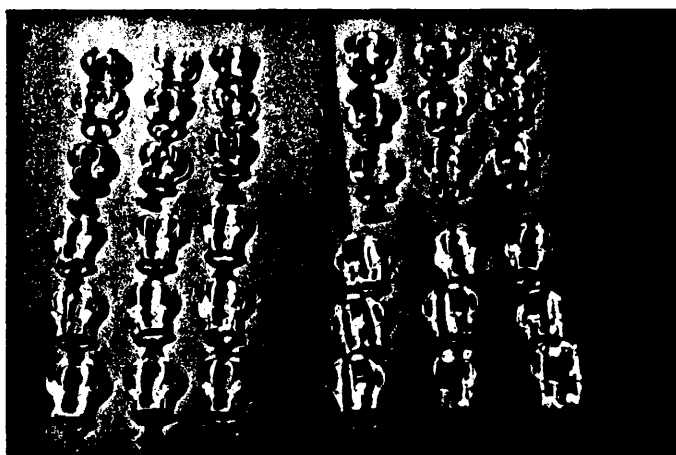


FOTO nº 7: Conjunto de los colados obtenidos.  
Izquierda Wirón. Derecha Ticón.



FOTO nº 8: Diferenciación de oxidación entre el Ticón y el Wirón.  
Ticón.

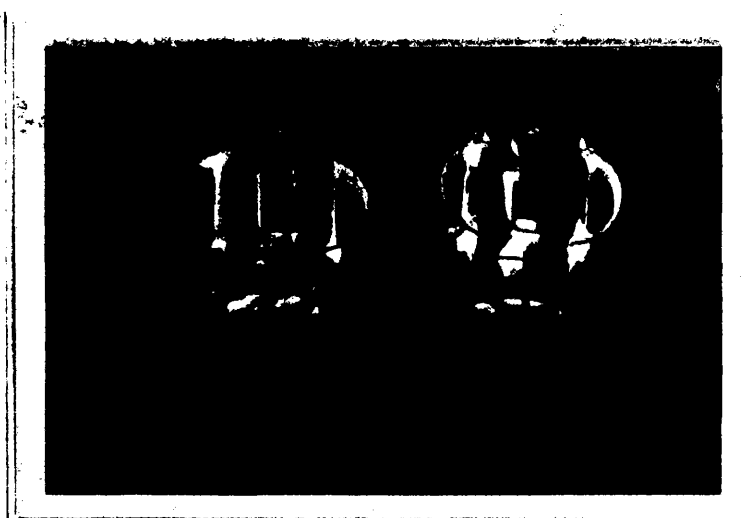


FOTO n° 9:

Wirón.



FOTO n° 10: Diferenciación de un colado por Fusión normal y rápido (reabsorbe más gas)



FOTO nº 11: Serie de colados por Fusión rápida. Apreciándose la mayor absorción de gas.

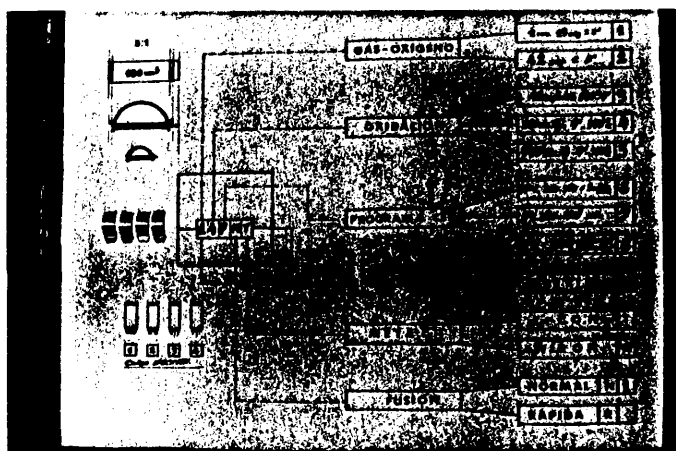


FOTO nº 12: Código por especies. Piezas ya acabadas y tamaño de las mismas.



FOTO n° 13: Colocación del "opaquer"

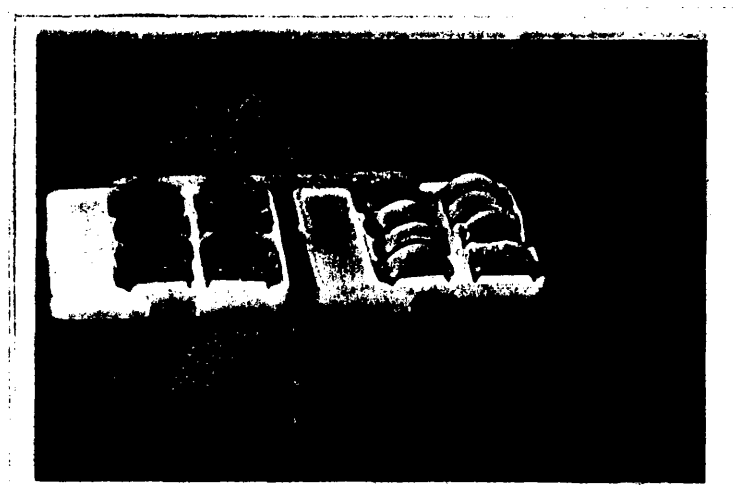


FOTO n° 14: Piezas ya cocidas y otras secándose, antes de su cocción.

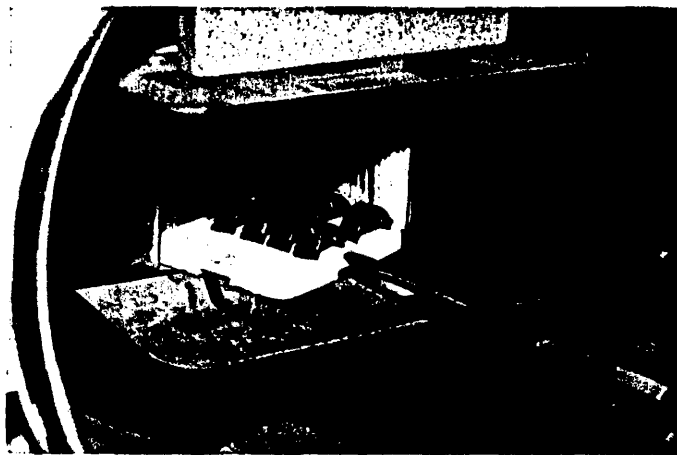


FOTO nº 15: Salida del horno, después de la primera cocción.

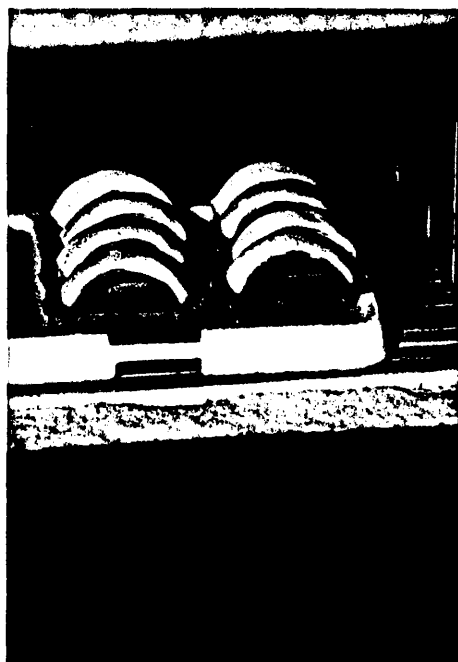


FOTO nº 16: Secado de la segunda capa de cerámica.

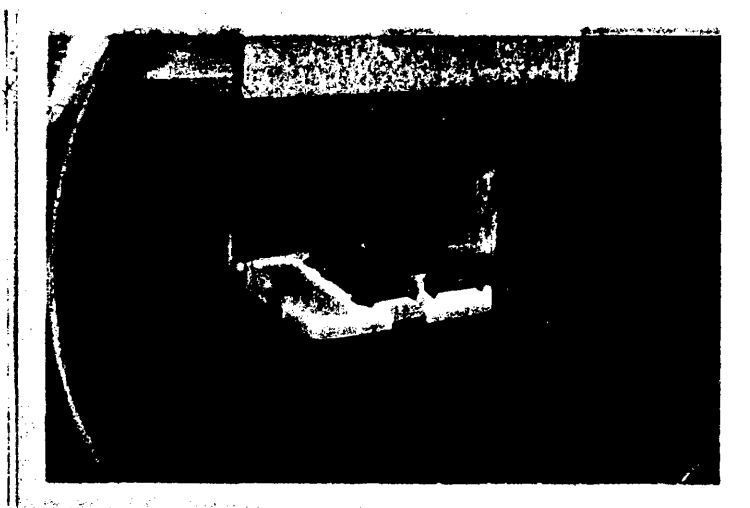


FOTO n° 17: Salida del horno, despues de la segunda cocción.



FOTO n° 18: Medición de las piezas, en las fases intermedias de cocción.  
Control estabilidad térmica.



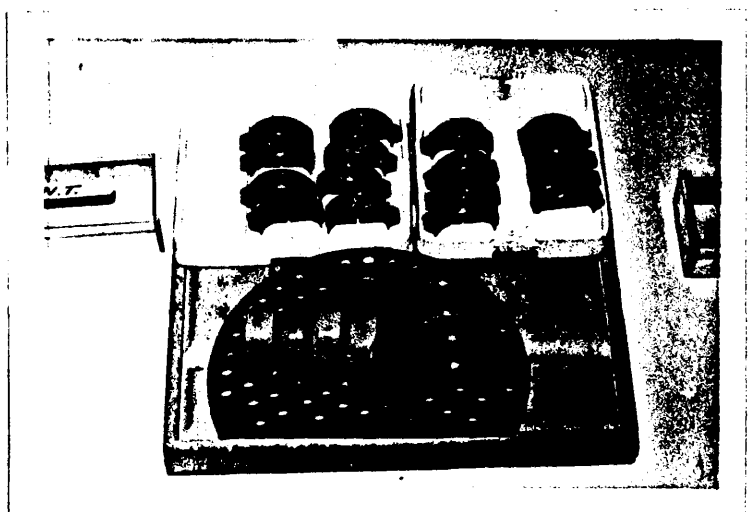


FOTO nº 19:



FOTO nº 20: Piezas ya terminadas.



FOTO n° 21: Los conjuntos ya terminados y agrupados en sus respectivos progra  
mas.

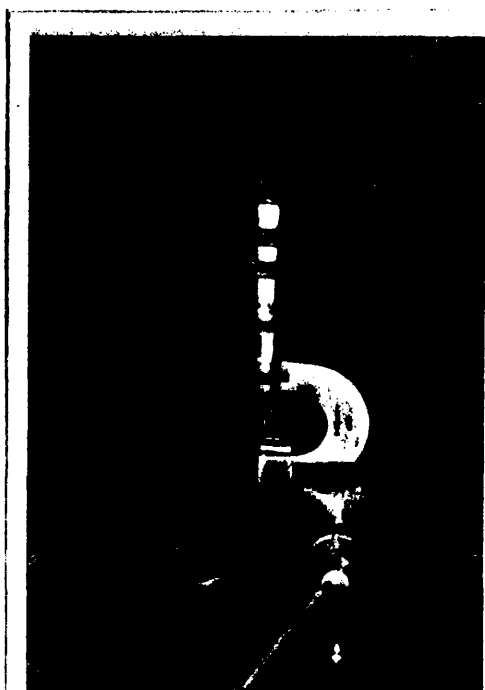


FOTO n° 22: Conjunto del sistema de aplicación de fuerza.

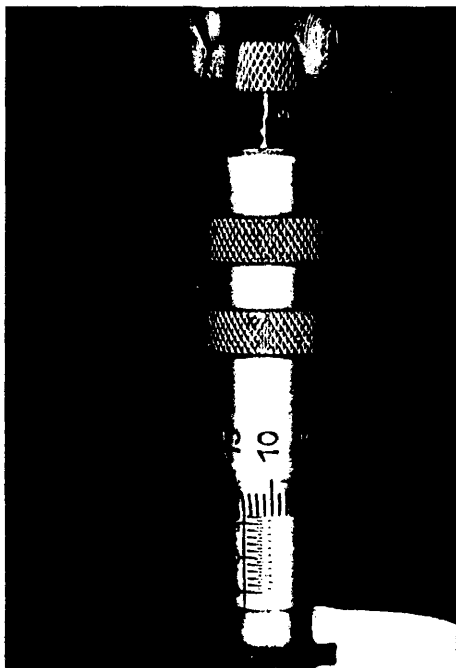


FOTO nº 23: Tornillo de embrague que ajusta el contacto inicial.

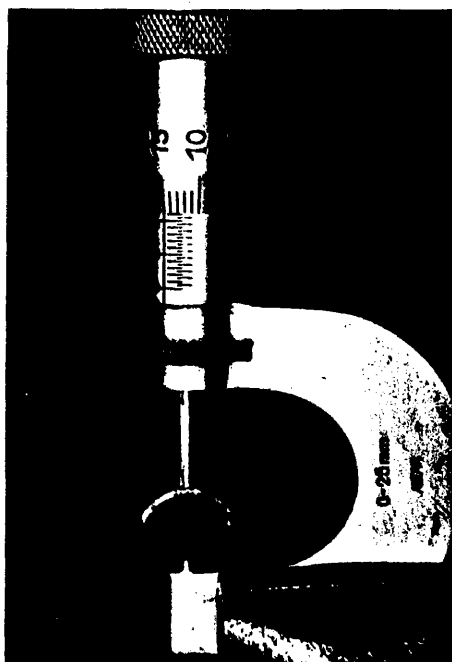


FOTO nº 24: Lectura del valor inicial.

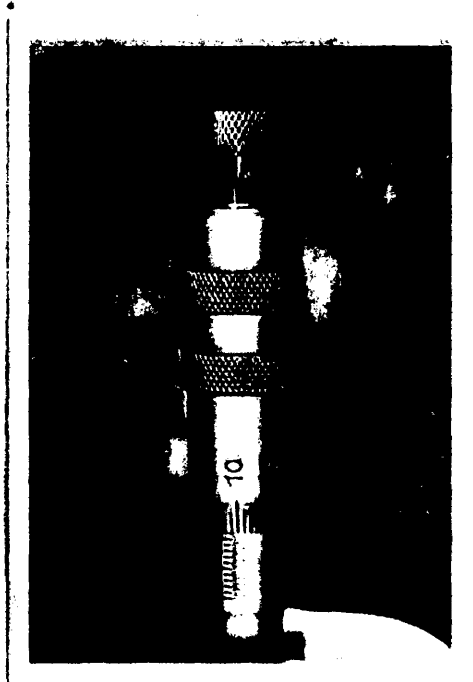


FOTO nº 25: Aplicación de la carga.

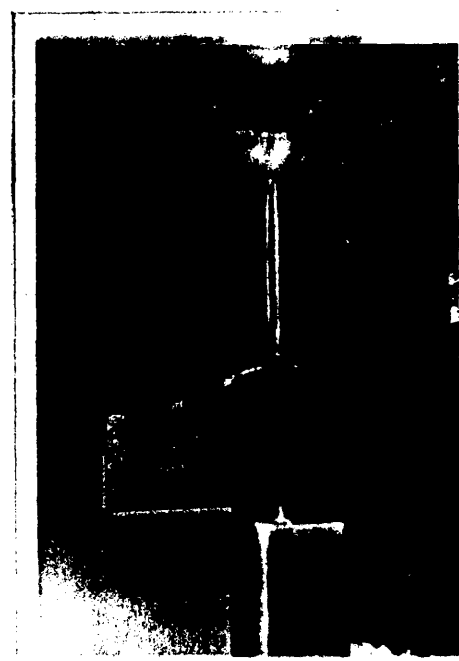


FOTO nº 26: Recibiendo la carga.

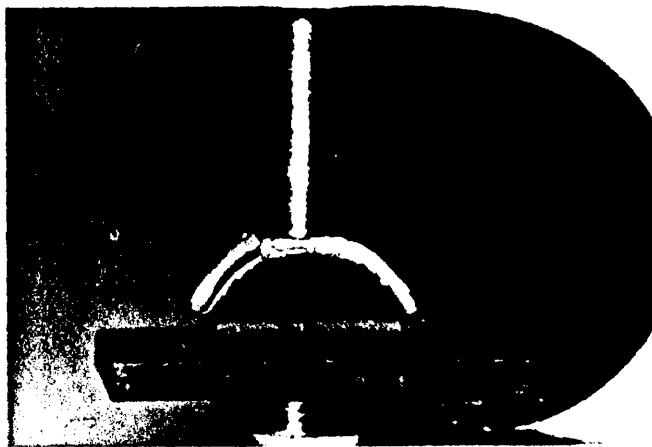


FOTO nº 27: Momento de la fractura.

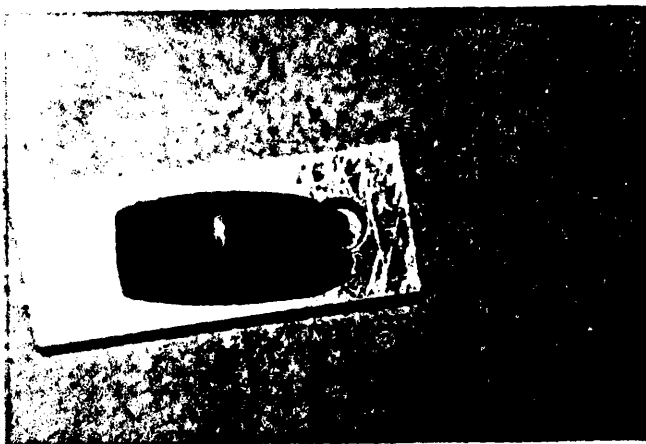


FOTO nº 28: Fractura característica en forma de estrella.

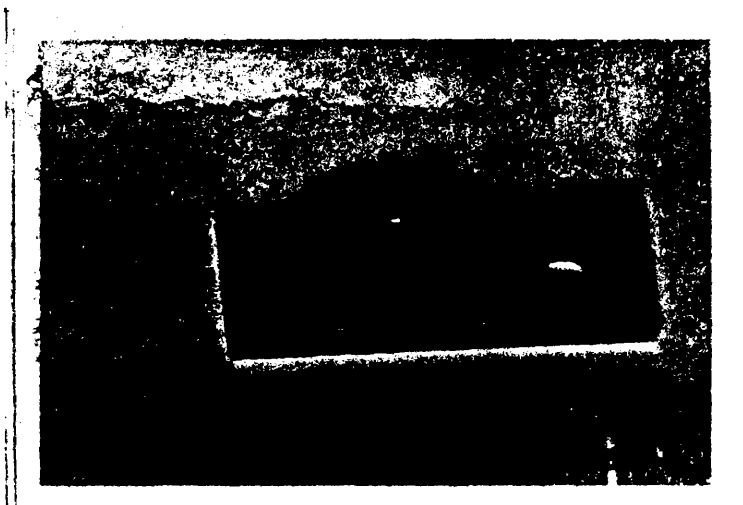


FOTO nº 29: Fractura característica en estallido.

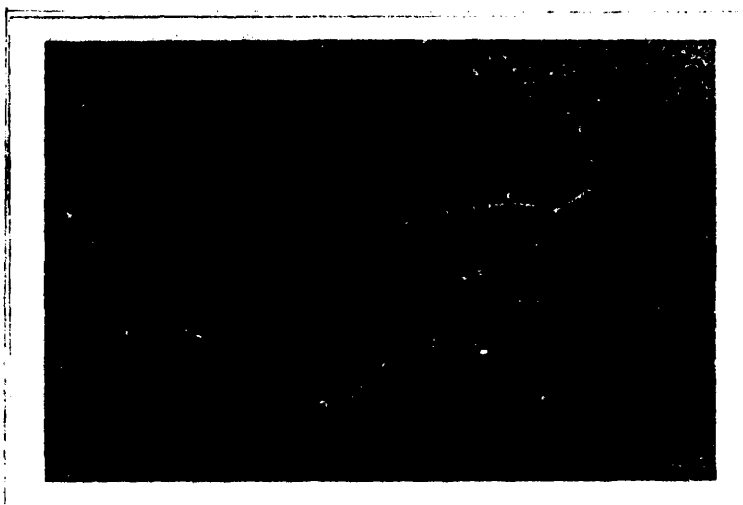


FOTO nº 30: Igual que la anterior, no presenta ningún tipo de unión.

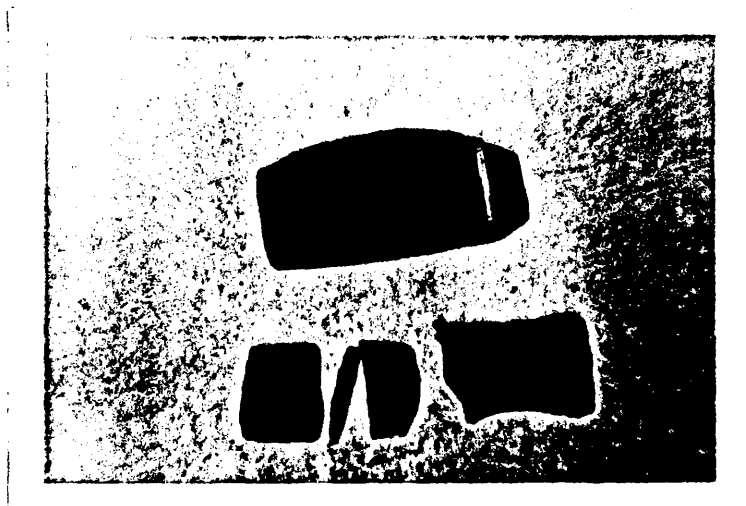


FOTO nº 31: Característico desprendimiento, por saturación de óxido a nivel de "interfase". No presenta ningún vestigio de unión química.

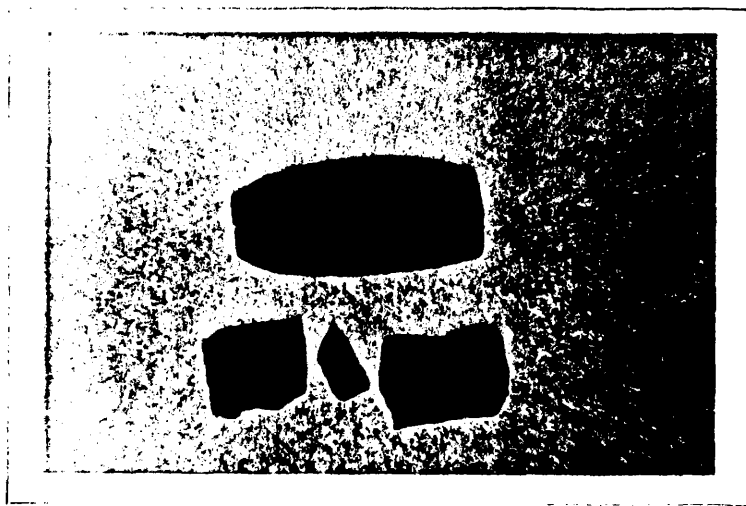


FOTO nº 32: Zonas en las que se pueden apreciar una fuerte oxidación. Características manchas negras, que indican intentos de unión química.

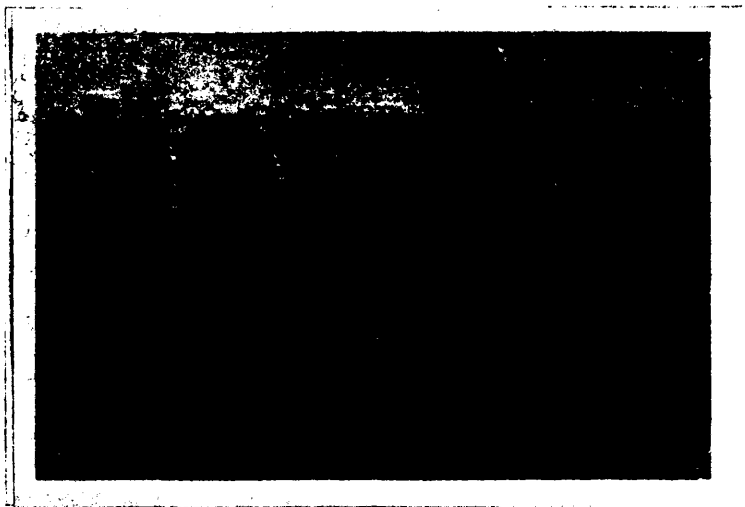


FOTO nº 33: Presenta una fractura oblicua ovalada, que indica una mayor resistencia.

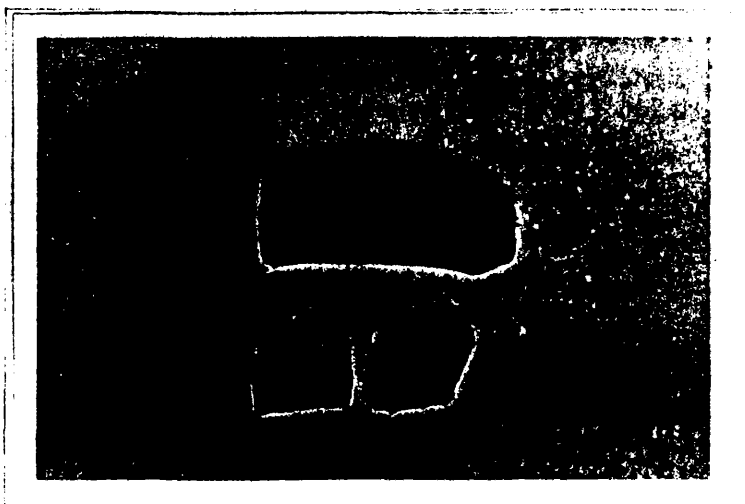


FOTO nº 34: Fractura oblicua transversal, indica una menor resistencia.



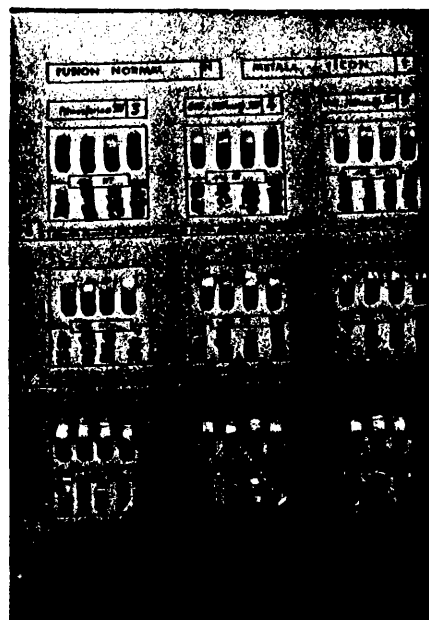


FOTO n°s 35 y 36: Fracturas obtenidas, y agrupadas en sus respectivos programas.

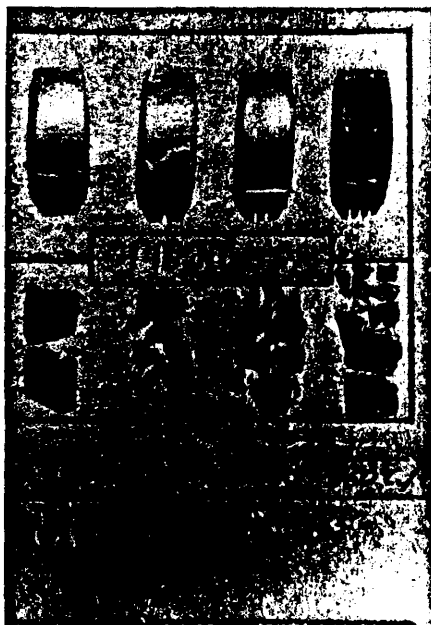


FOTO nº 37: El mejor resultado obtenido, en cuanto a fuerza

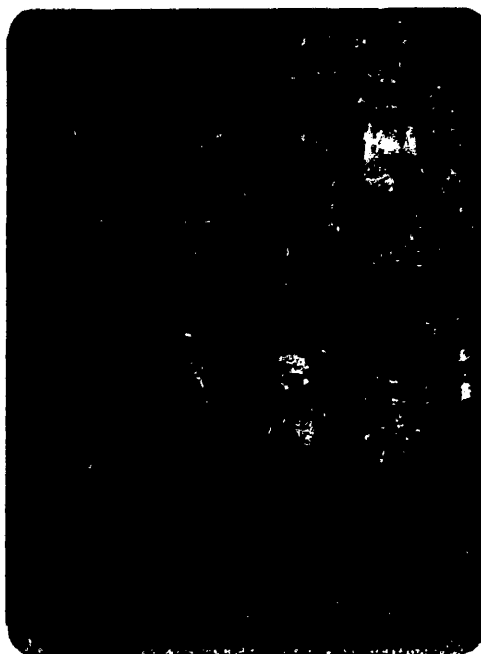


FOTO nº 38: El mejor resultado obtenido, en cuanto a porcelana adherida se refiere.



- 1.- Riva - Fortuño, Mariano.  
"Tratado de Prótesis Dental"  
Zaragoza, 1924.
- 2.- Vincenzo Guerini  
"Storia della Odontoiatria"  
Lea & Febiger- Philadelphia and New York- 1.909
3. Floyd A. Peyton y Robert G. Chaig  
"Materiales dentales restauradores"  
4ª Edición. Edit. Mundi, S.A. Febrero 1.974
- 4.- Del Rio, F.  
Cátedra de Prótesis Estomatológica Facultad de Medicina de Madrid.  
Lección Magistral. Curso 1.978-1.979.
- 5.- Haynes, E.  
"Alloys of cobalt with chromium and other metals  
J. Indust. & Engin. Chem. 5: 189, 1.913
- 6.- Haynes, E.  
"Metal alloy, U.S.  
Patent No 873, 745, Dec, 1.907.
- 7.- Prange, C.H.  
"Cast Metallic denture"  
U.S. Patent No. 1.598, 446, May 1.934.
- 8.- Prange, C.H.  
"Highly refractory dental mold material and method of making them,  
U.S. Patent No. 1.909, 008, May, 1.933.

- 9.- Smith, E.A.  
"Vitallium as a substitute for gold alloys "  
Brit. Dent. 5. 98:180, 1.948.
- 10.- Doetz, E.R., Craig, R.G., and Peyton, F.A.  
"Simplification of the chrome-cobalt partial denture costing procedure"  
J.Prosth. Dental 17; 464, 1.967
- 11.- Earnshaw, R.  
"Cobalt-chromium alloys in dentistry"  
Brit. Dent. J. 101: 67, 1.956
- 12.- Earnshaw, R.  
"Investments for casting cobalt-chromium alloys"  
Brit. Dent. J. 108: 389, 429, 1960
- 13.- Taylor, D.F. Leibfritz, W.A., and Adler, A.G.  
"Physical properties of chromium-cobalt dental alloys"  
J. Amer. Dent. Ass 56:343, 1.958
- 14.- Taylor, D.F., and Sweeney, W.T.  
"A proposed specification for dental chromium-cobalt casting alloys"  
J. Amer. Dent. Ass. 54:44, 1.957.
- 15.- Hohnson, W.  
"A comparison of cobalt-chromium alloys and yellow and white gold alloys"  
Dent. Prac. 8:8, 1.957.
- 16.- Anderson, J.N.  
"Applied dental materials"  
ed. 2 Oxford, 1.961, Blackwell Scientific Publications, chap 10.

- 17.- Chaig, R.G., and Peyton, F.A.  
"The application of 17-7 precipitation-hardening stainless steel in -  
dentistry"  
J. Dent. Res. 44: 587, 1.965.
- 18.- American Dental Association  
"Guide to dental materials"  
ed. 5, Chicago, 1.970 American Dental Association.
- 19.- Constaing, P.  
"Restaurations ceramo-metalliques"  
Extraits des n° 84 et 85 des Actualites Odonto-Stomatologiques Julien  
Prelat, Paris 1.971.
- 20.- Brecker, S.C.  
"Porcelain fused to gold"  
J. California D.A. and Nevada D. Soc. 36:425, Dec. 1.960.
- 21.- Tylman, S.D.  
"Theory and Practice of Crown and Fixed Partial Prosthodontics (Bridge)"  
6th ed. St. Louis, the C.V. mosby Company, 1.970.
- 22.- Perlman, I.H.  
"The use of platinum and porcelain in dental restorations"  
Aust. D.J., 26:118, June 1.954.
- 23.- Perlman, I.H.  
"Further Observations on cast platinum and baked porcelain restorations"  
D. Digest. 56:298, 1.950

- 24.- Brecker, S.C.  
"Porcelain baked to gold - amew medium in Prosthodontics"  
J. Pros. Den., 6:801, Nov. 1.956.
- 25.- Johnston, J.F., Dykema, R.W., and Cunningham, D.M.  
"The use and construction of gold crowns with fused porcelain veneers a  
progress report"  
J. Pros. De., 6:811, Nov. 1.956.
- 26.- Phillips, R.W., and Schnell, R.J.  
"The use of Tubber Impression materials"  
Practical Dental Monographs. Chicago, Year Book medical Publishers, -  
Inc., May 1.962.
- 27.- Frush, J. D., Fisher, R.D. Traduction Devin R.  
"La Dentogenique, une conception actuelle de l'esthetique dentaire"  
Actualités, Odonto-Stomat., n° 53 Mars 1.961.
- 28.- House, M.M., and Loop, J.L.  
"Form and color Harmony in the Dental Art."  
Copyringht 1.939 by M.M. House.
- 29.- Clark, E. T  
"The color problem in destistry"  
D. Digest. 37: 499; 571; 646; 732; 815; 1.931.
- 30.- Committee on Colorimetry, Optical Society of America  
The Science of color  
New York, Thomas Y. Crowll Company, 1.953.
- 31.- Lombardi, R.E.  
"The principles of visual perception and their clinical application to  
denture esthetics.  
J. of Prosth. Dent., vol - 29, april 1.973.

- 32.- Ceramco color system. Ceramco equipt corp.  
Edit., Long Island, 1.966
- 33.- Deribere, M.  
"La couleur dans les activites humaines"  
Dumond, edit., Paris 1.959
- 34.- Sheppard J.  
"Human color perception"  
a critical study of experimental ondation American Elsevier Publishing Co.  
Edit. New York, 1.968
- 35.- Sproull, R.  
"L'Assortiment des Couleurs en Odontologie"  
Traduction Frojder, H. Julien Prelat, edit, Paris, 1.977.
- 36.- Gotben, G.  
"Etude sur le comportement optique, en particulier sous l'effet des ra-  
yons ultraviolets de certaines porcelaines dentaires"  
S.S.O., Baend 81 n° 6, Juny 1.972.
- 37.- Lanthony, Ph.  
"Vision des couleurs " "Documentation inedite pour specialite"  
Lab. Roussel.
- 38.- Leibowitch, R., Perelmuter, S.  
"La courone jacket. ceramo-alumineuse."  
Encycl. Méd. Chir., Paris Stomatologie, 4-1.974-23230



- 39.- Legrand, Y.  
"Optique physiologique"  
T.2. Revue d'optique, Paris 1.948.
- 40.- Leibowitch, R., Perelmuter, S.  
"Incidences Parodontales de la cerámique dentaire"  
Entretiens de Bichat, L'Expansion Scientifique, edit., Paris, 1.973.
- 41.- Armin, S.S.  
"The use of Disclosing Agents for Measuring tooth cleanliness"  
J. Periodont., 34:227, 1.963
- 42.- Turesky, S., Renstrup, G., and Glickman, I.  
"Histologic and Histochemical Observations Regarding Early Calculus Formation in children and Adults"  
J. Periodont, 32:7, 1.961.
- 43.- Fundak, C.P., and ash, M.  
"Correlation Between Supragingival Plaque, Subgingival plaque and gingival crevice Depth"  
I.A.D.R. Abstracts, 1.969, No. 349, p. 128.
- 44.- Bjorn, H. and Carlsson, J.  
"Observations on a Dental Plaque Morphogenesis"  
Odont. Rev., 15:23, 1.964.
- 45.- Mc Dougall, W.A.  
" Studies on the Dental plaque"  
I the histology of the Dental Plaque and its Attachment Australian  
D.J., 8,:261, 1.963

- 46.- Silness, J. and Loe, H.  
"Periodontal Disease in Pregnancy Acta Odont."  
Scandinav. 22:121, 1.964
- 47.- Kubezak, L.J., Volpe, A.R., and King, W.J.  
"Dental Plaque: Relationship between accumulation pattered in Human -  
Adult Dentition and Clinical Investigations.  
I.A.D.R. abstracts, 1.969 No, 642, p. 201.
- 48.- Lightner, L.M., et al.  
"The Periodontal Status of Incoming Air Force Academy Cadets."  
U.S.A.F. School of Aerospace Medicine, SAM-TR-66-66, August, 1.966 p.1.
- 49.- Turesky, S., Gilmore, N.D., and Glickman, I.  
"Reduced Plaque Formation by the Chloromethyl Analogue of Vitamin C.  
C.J. Periodont., 41:41. 1.970.
- 50.- Turesky, S., Gilmore, N.D., and Glickman, I.  
"Calculus Inhibition by Topical Application of the Chloromethyl Analogue  
of Vitamin C. C.J. Periodont.,  
38:142, 1.967.
- 51.- Jenkins, G.N.  
"The Physiology of the Mouth".  
Oxford. Blackwell Scientific Publications 1.966, 9.495.
- 52.- Stewart, R.T., and Rateliff, P.A.  
"The Source of Components of Subgingival plaque and Calculus"  
Periodont. Abstr. 14:102, 1.966.

- 53.- Dawes, C, and Jenkins, G.N.  
"Some Inorganic Constituents of dental Plaque and Their Relationship to Early Calculus Formation and Caries.  
Arch. Oral Biol., 7, 161, 1.962.
- 54.- Fitzgerald, R.J., and Jordan, H.V.  
"Poly Saccharide Producing Bacteria and Dental caries.  
In Harris, R.S. (Ed.): the Art and ascience of Dental Caries Research.  
New York, Academic Press, 1.968.
- 55.- Gibbons, R.J., Socransky, S.S., De Aronjo, W.C., etal.  
"Studies of the predominant Cultivable Microbiota of Dental Plaque.  
Arch. Oral Biol., 9:365, 1.964.
- 56.- Ritz, H.L.  
"Microbial Population Shilts in Developing Human Dental Plaque".  
Arch. Oral Biol., 12: 1:561, 1.967.
- 57.- Sartori, J.C.  
"Influence of Different Firing Methods upon the Physical properties of Dental Porcelain.  
Northweest. Univ. Bul., 39:8-13 (autunum Quarter) 1.939
- 58.- Paquet, G.H.A.  
"A Comparison of Surface Roughnes Hardness and Porosity of Airfired and Vacuum-Fired Porcelain.  
Thesis Northwestern University Dental School (1.964)
- 59.- Sachi, H., y Paffenbargers, G.C.  
"A simple Technic for making Dental Porcelain Facket Crowns.  
J.A.D.A., 54:366-367 (Marzo), 1.957

- 60.- Johnston, J.F., Phillips, R.W., y Dykema, R. W.  
"modern practice in Crown and Bridge Prosthodontics 2<sup>e</sup> edition.  
Filadelfia, W.B. Saunders Co., 1.965 pags. 307-344.
- 61.- Partridge, J.H.  
"The adhesion of glass to metal dans: Glass-to-metal seals.  
The society of glass Technology Sheffield/ England 1.949 p.200-220
- 62.- Singer, F., German, W.L. "Les glacures ceramiques"  
Borax Francais, St. Germain-en-Laye/France 1.960 p.3- 12
- 63.- Eichner, K. "Metallkeramik-Fragen and Antworten"  
Dts Dental Labor 27., 3.383-385; 1.979.
- 64.- Robert W. Bauer.  
"Metallkeramische Legierungen"  
Dts Dental Labor 26.6.883-886. 1.978.
- 65.- Hintenberger, K.  
"Keramik-Brenutechnik in verschiedenen Oefen (I)"  
Dent. Labor 3.93-97 1.964.
- 66.- Silver, M., Klein, G., and Howard, M.  
"An Evaluation and Comparison of porcelain Fused to Cast Metals".  
J. prosth. Dent. 10 1.055-1.064 1.960.
- 67.- Pentel, L., Schectman, R., Braudmark, M., Uftring, A. and Fenerman, I.  
"Platinum, iridium and fired porcelain restorations for operative and  
prosthetic procedures"  
Dental Digest 60: 11,488-, 1.954.

- 68.- Anthony, D.H., Burnett, A.P., Smith, D.L., Brooks, M.S.  
"Shear test for measuring bonding in cast gold alloyg-porcelain composii  
tes".  
J. Dent Res 49:27-23, 1.970
- 69.- Getleman, L., Harrison, J.D.  
"Improved tensid specimen for dental casting-gold alloy"  
J. Dent. Res 48:278-281, 1.969.
- 70.- Kerschbaun, TH.  
"Metallkeromische Verblendkronen mach mehrjoriger Klinischer Bewahrung"  
Zahnerstl. Mitt. 67, 1.195. 1.977.
- 71.- Henning, G.  
"Edel-oder Unedelmetall-Legierungen-ist das eine Frage".  
Dss Dental Labor 26-175-720. 5, 1.978.
- 72.- Silver, M., Klein, G., Howard, M.C.  
"Platinum-porcelain restorations"  
J. Prosth Dent. 6:5, 695-705, 1.956.
- 73.- Brecker, Charles.  
"Porcelain baked To gold-A new medium in prosthodontics".  
J. prosth. Dent. 6.6, 803-810, 1.956.
- 74.- Vickey, R.C., Badinelli, L.A.  
"Nature of attach ment forces in ceram porcelain-gold systems. Présenté  
partiellement an".  
Dental Materials Group of IADR, Washintong DC, meting March 1.967.

- 75.- Nally, J.N., Berta, J.J.  
"Recherches experimentales sur les proprietes mecaniques des ceramiques -  
cuites sur alliages"  
Rev. mens suisse Odonto-stomatol. 75: set 2, 93-104, 192-195. 1.965
- 76.- Skell, J.S. and Nielson, J.P.  
"Study of the Bond Between Gold Alloys and Porcelain"  
J. Dent. Res 41(6): 1424-1437, 1.962
- 77.- Eichner, Käte, y von Radnoth, Michael.  
"A Comparison of studies Undertaken Using the Electron and Scanning Elec-  
tion microscope".  
Quintessence International 2(7): 75-80, Julio 1.971.
- 78.- Doeller, V., Meyer, J.M. y Nally, J.N.  
"Comparative Study of three coating Agents and their influence on Bond -  
Strength of porcelain fused to gold Alloys".  
J. Prosth. Dent. 28:504-511, 1.972.
- 79.- Poggioli, J.  
"Composition Chimique des céramo-métalliques"  
Consequences pratiques, actualites odonto-stomatol. 84; 399-415, 1.968
- 80.- O'Brien, W.J., Ryge, G.  
"Relation Between molecular force calculations and observed strengths of  
enamel-metal interfaces"  
J. Amer. ceram. Soc. 47: 1,5-8, 1.964.
- 81.- O'Brien, W.J., Ryge, G.  
"Contact angles of drops of enamels on metals."  
J. Prosth. Dent. 15:6, 1094-1100, 1.965.

- 82.- Phillips, Ralphw.  
"Science of Dental Materials W.B."  
Saunders Company, 1.973 p. 9-27 y 526-554.
- 83.- Cascone, Paul J.  
"Kompacibilitat bei Metallkeramik."  
Jelenko Thermotrol Technica 4/78.
- 84.- Hintenberger, K.  
"Aktuellfur die Keramik"  
Dent. Lab. 4, 117-120; 1.964.
- 85.- Hintenberger, K.  
Aktuell Fur die Kemarik.  
Dent. Lab. 5; 176-178; 1.964.
- 86.- Von Radnoth, M., and Lantenschlager, E.R.  
"Metal Surface Changes During Porcelain Fining"  
J. Dent. Res. 48:321-324, 1.969.
- 87.- Hintenberger, K.  
Aktuell fur die Keramik"  
Dent. Lab. 6, 203-204; 1.964.
- 88.- Mc Lean, J.W. and Sced, I.R.  
"The Gold Alloy Porcelain Bond"  
Trans. Br. Ceramic soc. 5:229, 1.973.
- 89.- Nally, J.N.  
"Recherches experimentales sur les propietes des ceramiques cuites sur -  
alliages.  
Rev. mens. suisse Odonto-stomatol. 25,93; 1.965.

- 80.- Rolly, J.N., et Meyer, J.M.  
 "Recherches Experimentale sur la nature de la liaison ceramo-metallique"  
 Rev. mens. suisse Odonto-stomatol, 250-278; 1.970
- 91.- Nally, J.N.  
 "Chemico-phisical analisis and mechanical tests of the ceramo-metallic -  
 complex"  
 Intern. Dent. J. 18:2,309-325, 1.968.
- 92.- O'Brien, W.J., Kring, J.E. and Ryge, G.  
 "Heat treatment of alloys to be used for the fused porcelain technique"  
 J. Prosth. Dent. 14: 955, 1.964.
- 93.- King, B.W., Tripp, H.P. and Duckworth, W.H.  
 "Nature of adherence of porcelain enamel to metal"  
 J. Amer Ceram. Soc. 42:11, 504-525, 1.959.
- 94.- Knapp, F.J. and Ryge, G.  
 "Study of Bond Strength of Dental Porcelain Fused to metal"  
 J. Dent. Res. 45: 1047-1051, 1.966.
- 95.- Kelly, Mike, Asgor, Kamal.  
 "Tensile S. tarength Determination of the Interface Between Porcelain -  
 Fused to Gold"  
 J. Biomed. Res. 3:403-408, 1.969.
- 96.- Nielsen, J.P. and Tuccillo, J.J.  
 "Calculation of Interface Stress in Dental Porcelain Bonded to Gold -  
 Substrate"  
 J. Dent. Res. 51:1043-1047, 1.972.



- 97.- Tucillo, J.J. and Nielsen, J.P.  
"Shear Stress Measurements at a Dental Porcelain-gold Bond Interface"  
J. Dent. Res, 51:626-633, 1.971.
- 98.- Kaaber, Suend.  
"A Survey of the Development of the enmelling Technique in Dentistry"  
Odont. T.75: 315-340, 1.967.
- 99.- Greener, E.H., Harcourt, J.H. and Lautenschlager, E.P.  
"Materials science in Dentistry"  
Williams y Wilkins, 1.972, pp. 256-261.
- 100.- Mumford, G., and Ridge, A.  
"Dental Porcelains"  
Clin. N. Amer. 15/1: 33-42, 1.971
- 101.- Mumford, G.  
"The Porcelain fused to metal Restoration"  
Dent. Clin N. Amer. Marzo, 1.965, p. 241
- 102.- Nielsen, J.R., and Tucillo, J.J.  
"Interfacial Stress in Porcelain Bodies Bonded to metal Prosthetic Restorations"  
J. Biomed mater. Res. 2:395-404, 1.972.
- 103.- Moffa, J.P., Lugossy, A.A., Guckes, A.D. and Gettleman, L.  
"An Evaluation of Non precious Alloys for Use With porcelain Veneers, -  
Part. I Physical properties"  
J. Prosthet. Dent. 30:424-441, 1.973.

- 104.- Civjan, S., Huget, E.F., de Simon, L.B. and Risinger, R.I.  
"Determination of Aparent Bond Strength of Alloy - Porcelain Systems".  
J. Dent. Res: 53:240, 1.974.
- 105.- Von Radnoth, M.S. and Lautenschlager, E.R.  
"Untersuchungen ueber die Morphologie der Grezflaehe zwischen Edelmetalle  
gierungen und anfebrönten keramischen Massen an Kronen"  
Dtsch. zahnärztd. z. 24:1029 - 1036, 1.969
- 106.- Johnston, J.F., Mumford, G and Dykema, R.W.  
"Modern Practice in Dental Ceramics."  
Saunders Company, 1.967, pp.180-193.
- 107.- Nishinama, Yoshishage.  
"Various Factors Affecting the Bonding Strength of Porcelain Fused to -  
Gold Alloys".  
Bull Tokyo Dental. Coll 11-12: 99-116, 1.971.
- 108.- Eichner, K.  
"The Gold-Porcelain Interface. In Scientific Aspects of Dental Materials"  
J.A. Fraunhofer, ed The Butterworth Group, 1.975, pp. 319-330.
- 109.- Crown and Bridge Construction.  
"A Handbook of Dental Laboratory Technology"  
J.F. Jelenko and Company, 1.974, pp 1-18.
- 110.- Jarvis, R.H. and Mumford, G.  
"A Study of factores Effecting Discontinuities at the Porcelain-metal In-  
terface of porcelain fused to metal Restorations International Associa-  
tions for Dental Research"  
Abstracts, 46 th General meeting, 1.968, p. 118.

- 111.- Saed, I.R., Hopkins, B.E. and Mc Lean, J.W.  
"Report on the Stregths of Metal To Porcelain Fused Bonds as Used in -  
Dental Restorations"  
National Physical Laboratory, Inglaterra, Octubre 1.970.
- 112.- O'Brien, W.J., Seulk, L.W., Fan, P.L. and Saunders, D.D.  
"Classification of Porcelain Enamel Interfacial Fractures".  
J. Dent Res. 55 (Spec. Iss. 8) Febrero, 1.976:
- 113.- Harter, J.C.  
"Indications et contre-indications descomposes ceramo-métal ques en tout  
que reconstitution unitaire"  
Rev. Franc. Odonto-Stomatol. 9, 834-850, 1.962.
- 114.- Clavier, A  
"Porcelaine cuite sur L'or"  
Actualites Odonto-Stomatol. 37, 103-105, 1.957.
- 115.- Mintz, V.W. Caputo, AA., Belting, C.M.  
"Inherent Structural Defects of Porcelain fused to Gold Restorations".  
J. Prosth Dent. 32: 544-550, 1.974.
- 116.- Theisen, R.  
"Quantitative electron microprobe analysis"  
Edicion Springer, Berlin/New York 1.965.
- 117.- Von Radnoth, M.S., Lautenschlager, E.R.  
"Election microscopic investigation of the porcelain to gold interface -  
in fused dental crowns"  
Presentado antes el dental Materials Group of IADR, 46 th General Mee--  
ting march 1.968.

